

Miguel de Magalhães Ferreira

Avaliação do efeito produzido sobre a superfície do colo do implante pela
utilização de diferentes sistemas de colocação de implantes

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2012

Miguel de Magalhães Ferreira

Avaliação do efeito produzido sobre a superfície do colo do implante pela
utilização de diferentes sistemas de colocação de implantes

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2012

Miguel de Magalhães Ferreira

Avaliação do efeito produzido sobre a superfície do colo do implante pela utilização de diferentes sistemas de colocação de implantes

“Trabalho apresentado à Universidade Fernando
Pessoa como parte dos requisitos para obtenção
do grau de Mestre em Medicina Dentária”

Resumo

A reabilitação de espaços edêntulos, parciais ou totais, recorrendo ao uso de implantes dentários, tornou-se uma solução bem documentada e cientificamente aceite pela comunidade científica. Encontra-se descrito na bibliografia que o torque de inserção dos implantes varia entre os 30Ncm e os 50Ncm. No entanto, várias podem ser as situações que nos obriguem a exceder esses valores.

Tendo em conta que a interface implante-pilar representa um elemento crucial na manutenção da estabilidade estrutural da prótese, e que a falta dessa estabilidade pode comprometer a sobrevivência e o sucesso do implante a longo prazo, este estudo teve como **objetivo** comparar e quantificar o dano produzido no colo de implantes de diferentes marcas comerciais, de acordo com diferentes sistemas e torques de inserção.

Material e métodos:

Foram utilizados 15 implantes de cada um dos seguintes sistemas *AstratechTM*, *GTMedical*, *Straumann Tissue level[®]* e *Straumann Bone Level[®]*, num total de 60 implantes.

O interior dos implantes foi analisado e fotografado com recurso a um microscópico ótico. Após esta análise inicial os implantes foram introduzidos num bloco *SawBones[®]*, simulando as características próprias de um osso tipo I, de acordo com os seguintes critérios: 5 implantes de cada marca foram colocados com um torque de inserção de 30Ncm, 5 implantes de cada marca com um torque de inserção de 50Ncm, e 5 implantes, igualmente de cada marca, foram colocados com um torque de inserção superior a 50Ncm.

Após a colocação dos implantes o seu interior foi, novamente, analisado e fotografado com recurso ao microscópico ótico.

Procedeu-se à análise do dano produzido em cada implante, em função da marca comercial e do torque de inserção.

Resultados:

Com base neste trabalho, foi possível verificar que, das quatro marcas analisadas, os implantes da marca *Astratech™* foram os que apresentaram a maior deformação na sua estrutura interna. Não foram observadas, no entanto, entre marcas, diferenças com significado estatístico para os torques de 30Ncm e 50Ncm.

Relativamente à variável torque de inserção é possível constatar que aquando da aplicação de torques mais elevados (>50Ncm) a deformação, para qualquer uma das marcas estudadas, aumenta significativamente.

Conclusão:

Nos implantes colocados com torque de inserção de 30Ncm, não parece haver uma deformação significativa. Nos implantes colocados com torque superior a 30Ncm, a deformação existe com diferentes graus de severidade, nas diferentes marcas testadas. Especificamente nos implantes *Straumann Bone Level®*, a deformação ocorre apenas quando torques superiores a 50 Ncm são aplicados.

Abstract

The rehabilitation of total or partial edentulous spaces, using dental implants has become a well documented solution, and scientifically accepted for the scientific community. Is in the bibliography recommended, that the insertion torque for implants varies between 30Ncm and 50 Ncm. However, different may be the situations that can compel us to exceed those values.

*Assuming that the implant-abutment interface represents a crucial factor for the prosthesis structural stability maintenance, and the lack of that stability can implicate the survival and long-term success of the dental implant, this study **aims** to compare and quantify the damage caused in the lap of dental implants of different trademarks, according different systems and insertion torques.*

Material and methods:

Were used 15 implants of each of the following systems: AstratechTM, GTMedical, Straumann Tissue level[®] and Straumann Bone Level[®], totalizing 60 implants.

The interior of the implants was analyzed and photographed with an optical microscope. After this initial analysis the implants were placed in a sawbones block, with the characteristics of a type I bone, as follows: 5 implants of each brand placed with a 30Ncm insertion torque, 5 implants of each brand with a 50Ncm insertion torque, and 5 implants of each brand placed with an insertion torque superior to 50 Ncm.

After the placing of the implants it's interior was, again, analyzed and photographed using the optical microscope.

Proceeded to the analysis of the produced damage in each implant, having in base different insertion torques and implant brands.

Results:

Based on this work, we found that the implants Astratech™ presents the greatest distortion on its internal structure. There weren't observed statistically significant differences for the torques 30Ncm 50Ncm having in consideration the implant brands.

Regarding the insertion torque variable it can be seen that when applying high insertion torques (<50Ncm) the distortion, in anyone of the brands studied, greatly increases.

Conclusion:

In implants placed with an insertion torque of 30Ncm, does not seems to exist a significant deformation. In implants placed with a torque superior to 30Ncm, deformation exists in different degrees os severity, in the different systems tested. Specifically in Straumann Bone Level® implants, the deformation only occurs when torques above 50 Ncm are applied.

Dedicatórias

À minha mãe

*Por todo o amor, compreensão e pelos bons princípios transmitidos ao longo dos dias,
todos os dias.*

Ao meu pai

*O meu ídolo. Por todo o amor e apoio incondicional. Pela confiança e perseverança
transmitidas nos momentos de maior dificuldade.*

À minha irmã Sílvia

*Pelo amor e pela amizade. Pelos momentos passados, e pelo apoio incondicional de
todos os dias.*

Agradecimentos

Várias foram as pessoas que, de alguma maneira, contribuíram para a execução deste trabalho. Todas elas deram contributos diversos e fundamentais para a sua boa finalização. A elas, passo a expressar os meus mais sinceros agradecimentos:

À minha orientadora, Dra. Mónica Morado Pinho, pela muita paciência, dedicação e disponibilidade sem a qual seria impossível a execução deste trabalho.

Ao meu co-orientador, Prof. Doutor Ricardo Faria de Almeida (FMDUP), pelos ensinamentos transmitidos ao longo do planeamento e execução deste trabalho, e também por ter criado todas as condições para que pudesse ser realizado.

Ao meu co-orientador, Prof. Doutor Mário Vaz (FEUP), expresso a minha gratidão pela disponibilidade demonstrada, e por todo o inesgotável entusiasmo transmitido durante estes meses de trabalho.

À Prof. Doutora Conceição Manso agradeço a dedicação e enorme ajuda no tratamento estatístico dos dados.

Ao Prof. Doutor Pedro Manuel Vasconcelos Mesquita o meu muito obrigado pela amizade, disponibilidade e pelo inesgotável apoio demonstrado dentro e fora do âmbito académico.

Ao Bruno Araújo pela grande amizade e pela incondicional disponibilidade na elaboração da parte gráfica, manifesto toda a minha gratidão.

Ao Gustavo por todos os excelentes conselhos que me levaram sempre a optar pelos melhores caminhos, não só na elaboração deste trabalho mas também ao longo da vida. A ele, agradeço todos estes anos.

O último agradecimento vai para todas as pessoas não citadas. A esse pequeno, mas tão especial grupo de pessoas, com quem tenho o privilégio de partilhar os bons e mais complicados momentos da minha vida, agradeço a ajuda, a paciência, a amizade e todos os ensinamentos que fazem de mim a pessoa que hoje sou.

Índice geral

Índice de figuras.....	xiv
Índice de tabelas.....	xvii
Introdução.....	18
Desenvolvimento.....	20
I - Implantes dentários.....	20
II - Osteointegração.....	21
III - Conexão interna e externa.....	27
III.1 - Forças oclusais.....	28
III.2 - Complicações mecânicas.....	28
III.3 - Dinâmica do micromovimento na interface implante pilar.....	29
III.4 - Desparafusamento do parafuso pilar.....	30
III.5 - Infiltração microbiana.....	30
IV - Ajuste passivo.....	31
V - Material e métodos.....	33
V.1 - Amostra de osso sintético:.....	33
V.2 - Implantes.....	33
V.3 - Protocolo laboratorial:.....	34
V.3.i - Fotografias iniciais.....	34

V.3.ii - Colocação de implantes.....	36
V.3.iii - Fotografias finais realizadas após a colocação dos implantes.....	38
V.3.iv - Análise qualitativa do interior dos implantes.....	38
V.3.v - Método de quantificação do dano.....	38
V.4 - Análise Estatística:	43
VI - Resultados.....	43
VI.1 - Análise qualitativa visual do dano.....	43
VI.2 - Quantificação do dano.....	53
VII - Discussão.....	63
VII.1 - Osso artificial <i>SawBones</i> [®]	63
VII.2 - Torque de inserção.....	64
VII.3 - Implantes	65
VII.4 - Método de visualização do dano.....	65
VII.5 - Avaliação Qualitativa do Dano.....	65
VII.6 - Avaliação quantitativa do dano.....	67
VII.7 - Torque inserção Vs Dano.....	68
Conclusões.....	69
Implicações clínicas:.....	70
Limitações do estudo.....	71
Referências bibliográficas.....	72

Índice de figuras

Figura 1 – Bloco da <i>SawBones</i> ® utilizado no estudo para simular osso humano tipo I.	33
Figura 2 - Nivelador de amostras utilizado no processo de paralelização dos implantes.	35
Figura 3 – Metodologia empregue na captação dos implantes do sistema <i>Astratech</i> ™ e <i>GTMedical</i> devido às suas dimensões.	36
Figura 4 - Placa de osso sintético utilizada com a divisão por marcas (coluna á esquerda) e torques de inserção (linha superior).	37
Figura 5 - Imagem representativa do método de medição do raio dos implantes <i>Astratech</i> ™.	39
Figura 6 - Imagem representativa do método de medição do raio dos implantes <i>GTMedical</i> .	40
Figura 7 - Imagem representativa do método de medição do raio dos implantes <i>Straumann Tissue level</i> ®.	41
Figura 8 - Figura representativa do comprimento das arestas que foi medido nos implantes da marca <i>Straumann Bone level</i> ®.	42
Figura 9 - Exemplo de dano observado num implante <i>Straumann Bone level</i> ®.	42
Figura 10 – Aspeto da geometria do interior de um implante <i>Astratech</i> ™, sem dano (imagem editada com recurso ao programa <i>Adobe Photoshop</i>).	44

Figura 11 - Implante <i>Astratech™</i> colocado com um torque de 30 Ncm.....	45
Figura 12 - Implante <i>Astratech™</i> colocado com um torque de 50 Ncm.....	45
Figura 13 - Implante <i>Astratech™</i> colocado com um torque>50Ncm.....	46
Figura 14 – Aspeto da geometria do interior de um implante <i>GTMedical</i> , sem dano (imagem editada com recurso ao programa <i>Adobe Photoshop</i>).....	47
Figura 15 – Implante <i>GTMedical</i> colocado com um torque de 30Ncm.....	47
Figura 16 – Implante <i>GTMedical</i> colocado com torque de 50 Ncm.....	48
Figura 17 – Implante <i>GTMedical</i> colocado com torque >50 Ncm.....	49
Figura 18 - Aspeto da geometria do interior de um implante <i>Straumann Tissue level®</i> , sem dano (imagem editada com recurso ao programa <i>Adobe Photoshop</i>).....	49
Figura 19 - Implante <i>Straumann Tissue level®</i> colocado com torque de 30 Ncm.....	50
Figura 20 - Implante <i>Straumann Tissue level®</i> colocado com torque de 50 Ncm.....	51
Figura 21 - Implante <i>Straumann Tissue level®</i> colocado com torque>50 Ncm.....	51
Figura 22 - Imagem de um implante <i>Straumann Bone level®</i> , antes de ser colocado no os so.....	52
Figura 23 - Imagem obtida após colocação dos implantes <i>Straumann Bone level®</i> com 30 Ncm (A), e a 50 Ncm (B).....	52
Figura 24 - Implante <i>Straumann Bone level®</i> colocado com torque >50 Ncm.....	53

Figura 25 – Diferença média (μm) da deformação, considerando os 3 torques e os implantes das marcas *AstratechTM*, *GTMedical* e *Straumann Tissue level[®]*.....61

Figura 26 - média da deformação (μm) produzida pela aplicação dos implantes das marcas *AstratechTM*, *GTMedical* e *Straumann Tissue level[®]*, com 3 torques de inserção (o círculo indica a média de deformação e a barra o respectivo intervalo de confiança).
.....62

Índice de tabelas

Tabela 1 – Estatística relativa aos valores iniciais e finais (raio ou comprimento da aresta, sem dano, dependendo do grupo do de impantes), por modelo de implante e torque aplicado.....	55
Tabela 2 - Grau de deformação (diferença entre os valores iniciais e finais).....	57
Tabela 3 – ANOVA – avaliação dos fatores: implante e torque, para os implantes <i>Astra-techTM</i> , <i>GTMedical</i> e <i>Straumann Tissue level[®]</i>	58
Tabela 4- Testes de comparação múltipla, <i>Least Significant Difference</i> (LSD) para o fator implante.....	59
Tabela 5 - Testes de comparação múltipla, <i>Least Significant Difference</i> (LSD) para o fator torque.....	60
Tabela 6 – ANOVA – avaliação do fator torque para o implantes de marca <i>Straumann BoneLevel[®]</i>	61

Introdução

Com este trabalho procuramos avaliar o efeito produzido por diferentes sistemas de colocação de implantes na superfície do colo do implante. O estudo surge com a necessidade de compreender qual o dano causado na porção interna do implante, aquando da sua colocação, tendo em consideração o sistema de conexão, interna ou externa, e o torque de inserção.

O torque ideal para colocação dos implantes varia, de sistema para sistema, de acordo com cada um dos fabricantes. No entanto, variações ao protocolo preconizado podem ocorrer de acordo com as condições clínicas e anatómicas do paciente. Vários são os autores que consideram que o torque de inserção ideal para implantes osteointegrados varia entre os 30Ncm, para maxilares com osso menos denso, e os 50Ncm. Este último valor é considerado o valor limite de força usado na colocação de implantes.

Todo o dano causado no colo do implante, poderá vir a comprometer a adaptação e a manutenção do pilar que sustenta a prótese, levando ao fracasso da reabilitação.

Assim, este trabalho teve como objetivos:

- Avaliar a presença e o tipo de dano causado em diferentes modelos de implantes;
- Quantificar o dano;
- Comparar o dano causado entre os diferentes sistemas de implantes e relacioná-lo com os torques de inserção utilizados.

O estudo foi conduzido entre dezembro de 2011 e maio de 2012, tendo os procedimentos experimentais sido realizados na FCS-UFP, FMDUP e na FEUP.

Antes de iniciar o protocolo experimental, os 60 implantes utilizados foram identificados numericamente. Após esta identificação, o seu interior foi analisado com recurso a um microscópio ótico, tendo sido efetuadas fotografias. Seguidamente, os implantes foram introduzidos num bloco simulando osso tipo I, correspondendo à densidade existente na zona anterior da mandíbula humana. Para cada sistema foram colocados 15 implantes; 5 com 30Ncm de torque, 5 com 50Ncm e 5 com um valor superior a 50Ncm.

Após a colocação, o seu interior foi reanalisado e fotografado com recurso a um microscópio ótico.

Seguidamente procedeu-se à comparação das fotografias iniciais e as obtidas após a colocação dos implantes de modo a avaliar e quantificar o dano presente no seu interior.

Desenvolvimento

I - Implantes dentários

A utilização de implantes dentários, como opção reabilitadora generalizada, é uma das mais recentes evoluções na área da Medicina Dentária. (Thomé *et al.*, 2009) podendo os implantes dentários ser descritos de inúmeras formas, como por exemplo:

“Dispositivos protéticos de materiais aloplásticos implantados nos tecidos orais sob a mucosa e/ou na camada periosteal, e/ou dentro do osso, para fornecer retenção e suporte para uma prótese fixa ou removível.”(C. Stellingsma, 2000).

A evolução dos implantes dentários, ao longo dos últimos anos, tem sido significativa.

Há, hoje em dia, uma grande variedade de implantes dentários em comercialização, variando, entre si, quanto ao tipo de material com que são confeccionados e quanto à sua macro e microestrutura (Binon, 2000).

São cada vez mais extensas as situações clínicas em que está indicada a reabilitação com recurso a implantes dentários na medida em que o seu sucesso clínico tem vindo a aumentar ao longo dos anos (Binon, 2000; Vroom *et al.*, 2009).

As diferentes marcas comerciais continuam a procurar novas soluções de maneira a proporcionar novos desenhos e conceitos que permitam alcançar a melhor resposta biológica, o mais rapidamente possível (Albrektsson *et al.*, 2000). Sob o ponto de vista biomecânico os implantes comportam-se de forma diferente relativamente aos dentes naturais já que, contrariamente ao que se observa com estes, estão ancorados ao osso de forma rígida, numa fixação do tipo anquilose. Nos dentes, a interposição de um tecido conjuntivo fibroso, o ligamento periodontal, confere elasticidade à sua fixação ao osso circundante (Zarb *et al.*, 2001; Santos *et al.*, 2008).

Quanto ao material em que são confeccionados, Hench e Wilson, distinguiram dois tipos de implantes endoósseos: os que não proporcionam ligação química ao osso, como são exemplo os implantes em titânio comercialmente puro, e os que proporcionam ligação química ao osso, como são exemplo os implantes de titânio revestidos com hidroxiapatite (Hench e Wilson, 1984; Sul *et al.*, 1992).

A microestrutura do implante tem vindo a ser apontada como sendo de extrema importância para a sua osteointegração sendo responsável pelas características de superfície, propriamente ditas, das quais depende, diretamente, a interação célula-implante. É importante para a obtenção de uma estabilidade secundária duradoura (Wennerberg *et al.*, 2006).

Também é importante considerar a macroestrutura do implante que corresponde à sua forma ou desenho e que está fortemente relacionada com a transmissão das forças e tensões ao osso adjacente, sendo importante na obtenção da estabilidade primária, fundamental, numa primeira fase, para o sucesso clínico (Palmer *et al.*, 2002).

II - Osteointegração

Ao longo das últimas três décadas, vários estudos que procuraram determinar a taxa de sucesso, a longo prazo, dos implantes osteointegrados, encontraram valores da ordem dos 90% (Hussaini *et al.*, 2010; Mangano *et al.*, 2009).

Inúmeros fatores devem ser tidos em consideração na determinação da taxa de sucesso dos implantes o que pode tornar difícil a sua comparação entre diferentes estudos. Vários autores propuseram distintos critérios para o sucesso de um implante dentário:

Schnitman e Schulman (*cit. in* Júnior *et al.*, 2004), em 1979, propuseram os seguintes critérios:

- 1) Mobilidade menor do que 1mm em qualquer direção;

- 2) Presença de imagem radiolúcida em torno do implante porém sem ser considerado fracasso;
- 3) Perda óssea menor que 1/3 da altura do implante;
- 4) Inflamação gengival passível de tratamento, ausência de sintomas de infecção, ausência de lesão dos dentes adjacentes, ausência de parestesias e ausência de lesão do canal mandibular;
- 5) Estar em função, de acordo com estes critérios, em 75% dos casos, por um período mínimo de 5 anos.

Albrektsson e seus colaboradores (Albrektsson *et al.*, 1986), no ano de 1986, propuseram os seguintes critérios:

- 1) Ausência de mobilidade do implante individualmente, não ligado à prótese, quando examinado clinicamente;
- 2) Ausência de radiolúcidez peri implantar observada ao Rx;
- 3) Perda óssea vertical anual, inferior ou até 0,2mm, após o primeiro ano em função;
- 4) Ausência de sinais e sintomas irreversíveis e/ou persistentes tais como: dor, infecções, neuropatias, parestesias ou lesão do canal mandibular;
- 5) Percentagem mínima de êxito de 85% após 5 anos de observação e 80% ao final de 10 anos de acompanhamento.

Branemark, originalmente, definiu osteointegração como “uma conexão estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante” (Branemark *et al.*, 1985).

Mais tarde, Zarb e Albrektsson (1991) consideraram a osteointegração como um “processo, clinicamente assintomático, através do qual a fixação rígida de materiais aloplásticos é alcançada e mantida no osso durante as cargas funcionais exercidas”.

“Anquilose Funcional” foi a designação dada por Schroeder (1976) para descrever a fixação rígida do implante ao osso mandibular (*cit in* Lindhe, 2009).

O fenómeno da osteointegração depende portanto, do processo de cicatrização dos tecidos circundantes e da sua capacidade de reparação. A quantidade e a qualidade de osso presente influencia o tipo de técnica implantar a utilizar (Ekfeldt *et al.*, 2001).

Apesar de se pretender o sucesso podem ocorrer falhas durante o processo de osteointegração (Ekfeldt *et al.*, 2001).

Fenómenos biológicos, como as infeções dos tecidos circundantes e as doenças sistémicas, bem como fatores biomecânicos, como por exemplo o aquecimento do osso durante a inserção do implante e a sobrecarga oclusal, podem influenciar negativamente o sucesso dos implantes (Van Staden *et al.*, 2008) .

Para que se estabeleça a ligação inicial osso-implante é necessária a obtenção de uma estabilidade, biomecânica, alcançada através da fricção estabelecida entre o implante e o leito implantar criado á sua medida. A esta estabilidade damos o nome de estabilidade primária e assume-se como um pré-requisito para a osteointegração. (Abrahamsson *et al.*, 2004), estando diretamente relacionada com o facto do leito implantar ser ligeiramente mais estreito do que o implante (Natali *et al.*, 2009).

Estudos realizados por Akca (2006) e Rodrigo (2010) demonstraram uma relação entre a estabilidade primária e o sucesso implantar. (Akca *et al.*, 2006; Rodrigo *et al.*, 2010) A estabilidade primária pode ser medida através do torque de inserção (Irinakis *et al.*, 2009) que deverá ser superior a 30Ncm (Warreth *et al.*, 2009). Desta forma, evita-se a formação de tecido conjuntivo causado pela existência de micromovimentos do implante ocorridos durante a fase de osteointegração. (Warreth *et al.*, 2009).

No entanto, o osso não é homogéneo, quanto à sua densidade, motivo pelo qual durante a inserção dos implantes, podem ser registados valores acima dos 50Ncm (Tabassum *et al.*, 2010; Turkyilmaz *et al.*, 2009). Podem resultar, assim, forças de compressão sobre o osso circundante, susceptíveis de comprometer o sucesso da osteointegração (Ricomini *et al.*, 2010).

A médio/longo prazo a estabilidade implantar depende do estabelecimento de uma ligação biológica entre o implante e os tecidos circundantes e das forças mastigatórias que vão sendo transmitidas, através do implante, ao osso circundante. Esta estabilidade designa-se estabilidade secundária e resulta de uma constante remodelação óssea que vai sendo influenciada por vários fatores como, por exemplo, a qualidade e a quantidade de osso existente, a resposta biológica ao trauma cirúrgico, a biocompatibilidade do material, o desenho e as características do implante e a técnica cirúrgica (Davies *et al.*, 1998).

O osso é um tecido vivo, dinâmico e vascular, que sofre modificações ao longo da vida. É formado pela camada trabecular, ou esponjosa, e pela camada cortical. Estas duas camadas desenvolvem-se numa panóplia de proporções e geometrias dando origem aos vários tipos de osso presentes no corpo humano (Leckholm *et al.* 1985).

Atualmente, o termo “qualidade do osso” ainda não se encontra perfeitamente definido. Aspectos fisiológicos e estruturais, bem como o grau de mineralização óssea, são fatores diretamente relacionados com o tecido ósseo (Bergkvist *et al.*, 2010). Muito embora o papel de fatores como o metabolismo ósseo, a renovação e maturação celular, a matriz intracelular e a vascularização não esteja claramente definido, sabe-se que também são relevantes (Molly 2006).

O osso cortical é um osso compacto cuja estrutura é maioritariamente mineralizada. Segundo Moore *et al.* encontra-se organizado em camadas concêntricas, dispostas em torno de um canal, contendo vasos sanguíneos, linfáticos e nervos (Moore *et al.*, 2006).

O osso esponjoso ou trabeculado é um osso de baixa densidade, constituindo a porção interna dos ossos. A estrutura deste tipo de osso encontra-se organizada por camadas de osso denso, irregular, orientadas nas várias direções do espaço, conferindo-lhe resistência capaz de melhor suportar as forças que lhe são aplicada (Roberts *et al.*, 2000).

Para Adell (1981) e Lazzara (1996), tendo em conta a maior percentagem de osso cortical existente na mandíbula, os implantes colocados, particularmente na sua área anterior, têm

uma maior taxa de sobrevivência do que os implantes colocados na zona posterior da maxila (Adell *et al.*, 1981, Lazzara *et al.*, 1996).

A avaliação da densidade óssea torna-se crucial, na escolha do protocolo de colocação de implantes, podendo condicionar o tipo de implantes a utilizar bem como a técnica cirúrgica (Lazzara *et al.*, 1996).

Várias classificações têm sido propostas para classificar a densidade óssea. A mais comumente aceita foi estipulada por Lekholm & Zarb, em 1985, que considera a existência de quatro tipos de densidade óssea (Lekholm e Zarb, 1985):

Tipo I – Osso compacto homogêneo;

Tipo II – Camada de osso compacto envolvendo osso trabecular denso;

Tipo III – Camada espessa de osso cortical envolvendo osso trabecular denso;

Tipo IV – Camada fina de osso cortical envolvendo um osso trabecular de pouca densidade.

Linkow & Chercheve, em 1970, classificaram a densidade óssea em três categorias: (Linkow e Chercheve, 1970)

1- Estrutura óssea Classe I (tipo de osso ideal) formada por um reduzido espaço esponjoso;

2- Estrutura óssea Classe II formada por osso apresentando um maior espaço esponjoso mas com uma menor uniformidade da estrutura óssea;

3- Estrutura óssea Classe III em que o osso apresenta um maior espaço medular entre as trabéculas ósseas.

Segundo Misch (1988) existem 5 grupos de densidade óssea, independentes da região da arcada dentária, baseados em características macroscópicas da cortical e do trabeculado ósseo: (Misch, 1988)

- D1 – Osso cortical denso;
- D2 – Osso cortical denso e osso trabeculado grosso;
- D3 – Cortical óssea fina e trabeculado fino;
- D4 – Osso trabecular fino;
- D5 – Osso não mineralizado, imaturo.

A densidade óssea pode ser estimada através da avaliação radiográfica com recurso a tomografia computadorizada, radiografias periapicais e ortopantomografia (McGivney *et al.*, 1968). Esta forma de classificar a densidade óssea tem como desvantagem a sua subjetividade, variando com o operador e com a sua experiência (Bergkvist *et al.*, 2010). A confirmação da densidade óssea pode ser feita através da análise da resistência oferecida pelo osso à penetração da broca durante a preparação do leito implantar.

A densidade do osso está diretamente relacionada com a sua força. Tipos de osso menos densos são 50% a 80% mais frágeis do que os ossos mais densos (Carl E Misch, 2005). De forma a ultrapassar a “má qualidade óssea”, ao longo do tempo, têm-se vindo a desenvolver implantes com texturas e desenhos que facilitam a osteointegração.

A densidade óssea é um fator chave quando falamos de estabilidade do implante. Vários estudos são unânimes ao considerarem uma maior taxa de fracasso observada em implantes colocados em osso do tipo IV. Por outro lado, é também aceite que implantes colocados em osso dos tipos I, II e III possuem taxas mais altas de sobrevivência, sendo que o osso ideal para a colocação de implantes parece ser o osso do tipo III. Tanto a densidade óssea como a estabilidade do implante são fatores importantes na osteointegração (Molly, 2006).

III - Conexão interna e externa

A reabilitação de espaços edêntulos com implantes, segundo o protocolo original de Branemark, passava pela colocação de vários implantes de conexão externa, hexagonal, e a sua ligação, através de uma barra de metal, a uma prótese fixa (Branemark *et al.* 1983 e 1985, Zarb, Alberktsson, 1985). De acordo com Jemt *et al.*, em 1993, a conexão hexagonal externa, neste protocolo, com apenas 0,7mm de altura, não permitia suportar as forças exercidas diretamente sobre as coroas.

Com a evolução constante na área da implantologia foram sendo feitas várias modificações ao implante original de conexão hexagonal externa. Para além das modificações na geometria do implante, na área de superfície e na altura da conexão também foi sendo dada maior relevância a fatores como a precisão do encaixe e os valores de torque utilizados na colocação dos implantes o que permitiu aumentar a confiança e a fiabilidade clínica da implantologia (Jemt *et al.*, 1993).

Subsequentemente a estas melhorias, surgiram também novos desenhos – implantes de conexão interna – que foram sofrendo alterações numa tentativa de se irem colmatando falhas apresentadas pelas primeiras versões (Sutter *et al.*, 1993; Perriard *et al.*, 2002).

Desde há vários anos que são utilizados implantes de conexão interna e externa podendo estes dois tipos de implantes serem comparados, nomeadamente no que se refere às forças oclusais transmitidas através do implante ao osso circundante (Merz *et al.*, 2000) e às complicações mecânicas (micromovimentos e o desaparafusamento da conexão entre o implante e o pilar) (Meng *et al.*, 2007). Estas complicações são nocivas para o sucesso clínico do implante pois, entre outros problemas, poderão surgir infiltrações bacterianas e a consequente perda do implante (Gross *et al.*, 1999).

III.1 - Forças oclusais

O conhecimento das forças oclusais e do *stress* aplicado sobre o implante e/ou respectivo pilar revela-se de enorme importância na análise e compreensão das complicações mecânicas, como a fratura e o desaparafusamento do pilar do implante. Estas complicações advêm de uma concentração de forças ao nível da interface implante-pilar motivo pelo qual, na colocação do pilar, se procure uma harmonia que permita que as forças geradas incidam sobre o osso circundante e não sobre a interface (Binon *et al.*, 1995) .

A mastigação faz com que existam forças axiais de compressão sobre esta interface. Estas forças, tendo em conta que aproximam os componentes da interface, não são consideradas prejudiciais. Por outro lado, as forças provocadas pelo contacto dos dentes em movimentos excêntricos, as forças não axiais, provocam um momento de flexão na interface, durante o qual se criam forças de compressão para o lado em que a força é aplicada. No lado oposto, por sua vez, criam-se forças de tensão que, ao separar os componentes da interface, se traduzem em forças prejudiciais para a integridade estrutural do implante (Martin *et al.*, 2001).

Em último caso, estas forças provocam a fratura do pilar do implante (Sakaguchi *et al.*, 2004).

III.2 - Complicações mecânicas

O conceito de pré-carga é de grande importância para o sucesso dos implantes de conexão externa, desempenhando um importante papel na estabilização dos componentes destes implantes. A pré-carga do parafuso pilar ajuda na criação de uma força de contacto que auxilia na compressão dos componentes dos implantes, entre si. Quando a junção das forças externas e de pré-carga ultrapassam a resistência do parafuso este começa a deteriorar-se (Bickford *et al.*, 1995; Jörnénus *et al.*, 1992).

Não há maneira de produzir um bloqueio nos hexágonos externos (Merz *et al.*, 2000) e, deste modo, a otimização do torque aplicado, tendo em vista a pré-carga ideal, será condição fundamental para que esses elementos se mantenham íntegros (Burguete *et al.* 1994).

Os princípios mecânicos das conexões interna e cônica são bem diferentes. Nestas conexões, a forma de bloqueio e o atrito são os princípios básicos. As forças laterais são principalmente suportadas pelas conexões cónicas impedindo o pilar de sofrer inclinação mesmo quando existe uma perda de contacto entre a seção cônica e a espira, o chamado bloqueio positivo ou bloqueio geométrico que é responsável pela proteção dos pilares em relação às cargas excessivas. Ao contrário das conexões externas, neste tipo de conexões não existe a possibilidade de haver qualquer tipo de inclinação mesmo sobre uma pequena área (Binon *et al.*, 1996; Merz *et al.*, 2000).

III.3 - Dinâmica do micromovimento na interface implante pilar

Diversos problemas mecânicos estão associados à reabilitação com implantes dentários como sejam o desaparafusamento do parafuso, que está relacionado, entre outras coisas, com o *design* da interface implante pilar (Meng *et al.*, 2007).

São dois os mecanismos descritos para o desaparafusamento do implante. A deformação plástica permanente do parafuso que ocorre quando lhe é aplicada uma força superior àquela que é capaz de suportar, designando-se “flexão excessiva” e a “resolução” que resulta do micromovimento ocorrido entre duas superfícies que “resolvem” aproximar-se aquando da aplicação na interface, de forças externas (Jörnégus *et al.*, 1992).

Meng *et al.*, em 2007, avaliaram o micromovimento observado em três implantes com desenhos de encaixe diferente, tendo concluído que o micromovimento era menor no octógono interno, seguido do hexágono interno e sendo máximo no hexágono externo (Meng *et al.*, 2007). Concluíram que os implantes de conexão interna sofrem menos movimentos na sua interface implante-pilar do que os implantes de conexão externa.

III.4 - Desaparafusamento do parafuso pilar

Ao longo dos anos foram surgindo melhorias nos materiais utilizados no fabrico do parafuso do pilar e na sua superfície. Também ocorreram alterações na determinação do torque ideal de maneira a imprimir uma pré-carga ideal no implante (Beaty *et al.*, 1994; Kallus *et al.*, 1994). Com estas melhorias ao nível dos materiais, associadas à incorporação de características anti rotação, torna-se necessário comparar a incidência do desaparafusamento do parafuso em implantes de conexão interna e externa (Binon *et al.*, 2000).

De acordo com Theoharidou *et al.*, em 2008, cerca de 97% dos implantes de hexágono interno e externo mantêm uma estabilidade satisfatória ao nível da interface implante-pilar ao fim de 3 anos em carga. (Theoharidou *et al.*, 2008) Estas conclusões são coincidentes com estudos realizados *in vitro* que demonstram que tanto as conexões de hexágono interno como externo são estáveis desde que satisfaçam os requisitos de uma pré-carga aplicada ideal e possuam características anti rotação (Jemt *et al.*, 1993). Nestas condições são raras as situações de desaparafusamento do pilar.

III.5 - Infiltração microbiana

Desde o momento em que se coloca o implante, e durante o tempo em que permanece em função na cavidade oral, é possível que se desenvolva, principalmente em pacientes com uma higiene oral débil, um processo inflamatório com características clínicas semelhantes às de uma periodontite (Gross *et al.*, 1999).

Em sistemas de implantes constituídos por duas peças é comum que se criem *gaps* ou pequenas fissuras na interface implante-pilar, susceptíveis de induzirem reações inflamatórias nos tecidos de suporte adjacentes, ao servirem de local para o acúmulo de bactérias (Gross *et al.*, 1999).

Esta infiltração microbiana poderá conduzir à falha da osteointegração.

Jansen, realizou em 1997 um estudo analisando a adaptação marginal da interface implante-pilar e a infiltração microbiana, esta ocorreu em todos os 13 sistemas de implantes estudados, que incluíam o hexágono interno, o hexágono externo e o cone morse (Jansen *et al.*, 1997). Resultados semelhantes foram descritos por Teixeira e colaboradores, em 2011 (Teixeira *et al.* 2011).

Na tentativa de relacionar a quantidade de infiltração microbiana em função do torque e do tamanho das fendas, foram também realizados estudos que demonstraram que apesar de com o aumento do torque os valores de infiltração bacteriana diminuiriam significativamente, esta nunca é verdadeiramente extinta (Gross *et al.*, 1999).

Será assim possível afirmar que, independentemente do sistema de implantes utilizados, hoje em dia, de conexão interna ou externa, não existem diferenças no que diz respeito à infiltração microbiana.

IV - Ajuste passivo

A obtenção de um ajuste passivo entre a prótese e o pilar do implante é considerado um requisito essencial ao sucesso, a longo prazo, de uma reabilitação implanto-suportada (Romero *et al.*, 2000; Riedy *et al.*, 1997 e Aparício *et al.*, 1994).

Um ajuste não passivo pode resultar em complicações biológicas tais como reabsorção óssea, sensibilidade e infecção dos tecidos periimplantares (Heldén *et al.*, 1998; Kallus *et al.*, 1994; Yanase *et al.*, 1994).

A presença de *gaps* entre os componentes do implante, a fratura da interface implante-pilar e a fratura ou desaparafusamento do parafuso de conexão são complicações ao nível protético que também podem resultar da falta de um ajuste passivo (Romero *et al.*, 2000 ; Kallus *et al.*, 1994).

A dificuldade na obtenção deste ajuste deve-se ao elevado número de passos necessários para a confecção da prótese e às propriedades dos materiais que, inevitavelmente, implicam micro distorções no momento da sua fundição (Wee *et al.*, 1999; Sahin *et al.*, 2001), bem como à presença de impurezas.

Jemt *et al.*, em 1991, definiram o ajuste passivo como o ajuste mínimo necessário para que não ocorram complicações clínicas a longo prazo e sugeriram que uma distância de ajuste inferior a 150 μm seria aceitável (Jemt *et al.*, 1991).

Branemark, procurando descrever o assentamento passivo, considerou que 10 μm de micromovimento seria o valor aceite para que ocorresse maturação e remodelação óssea, em resposta às forças oclusais exercidas quando o implante se encontra em função (Branemark 1983). Este valor servia para descrever um ajuste considerado clinicamente aceitável entre o implante e a prótese, em que as condições de tensão/deformação se encontravam dentro de uma janela de movimento capaz de manter a estabilidade inalterável, aquando da colocação da prótese (Branemark, 1983).

Idealmente, o parafuso, na sua posição final, deve limitar as forças de tensão e de compressão à interface implante-pilar, ao pilar e ao parafuso, mantendo a prótese corretamente colocada.

Contudo, uma prótese com verdadeiro ajuste passivo é referida na literatura como sendo impossível de fabricar, na medida em que não há praticamente tolerância ao erro no fabrico da prótese. Existem diversas variáveis que não são passíveis de serem controladas pelo clínico tais como a deformação elástica do material de impressão, a distorção da cera, a contração do metal, do acrílico ou da porcelana. Também a tolerância, a variação no fabrico de componentes e a alteração da própria técnica utilizada no processo influenciam a passividade da estrutura (Misch 1993; Loos 1987).

V - Material e métodos

V.1 - Amostra de osso sintético:

Foi utilizado um bloco de material sintético com propriedades semelhantes às do osso mandibular humano de tipo I, para testes biomecânicos (*SawBones*[®], Suécia).

O bloco tinha as dimensões de 13 cm x 18 cm x 4 cm e uma densidade de 0.64 g/cc (gramas por centímetro cúbico). Segundo o fabricante, é capaz de resistir a forças de compressão até 31 MPa e a forças de tração até 19 MPa.



Figura 1 – Bloco da *SawBones*[®] utilizado no estudo para simular osso humano tipo I.

V.2 - Implantes

Foram utilizadas 15 implantes de quatro marcas comerciais: *Astratech*[™], *GTMedical*, *Straumann Tissue level*[®] e *Straumann Bone Level*[®].

V.3 - Protocolo laboratorial:

Todos os implantes utilizados encontravam-se selados nas respectivas embalagens de origem que foram abertas apenas no momento da sua utilização. Foram retirados os respectivos transportadores de todos eles com exceção dos implantes da marca *AstratechTM* que não tinham nenhum colocado.

Todos os implantes, com exceção dos implantes da marca *AstratechTM*, foram submetidos a um jato de ar comprimido apontado à sua parte interna de modo a remover quaisquer poeiras ou resíduos existentes. As embalagens contendo os implantes foram numeradas de 1 a 15.

As fotografias iniciais do interior dos implantes foram realizadas com recurso a um microscópio ótico (*Axiophot* da marca *Zeiss*), com uma câmara digital *Axiocan IC3* (marca *Zeiss*) acoplada. Foi utilizada a ampliação de 40x. Estas primeiras fotografias foram realizadas com o objetivo de registar o aspeto inicial do implante íntegro, sem dano, tendo sido, posteriormente, utilizadas para comparar com as fotografias finais realizadas a cada um dos implantes em análise.

V.3.i - Fotografias iniciais

As fotografias iniciais foram obtidas segundo a seguinte técnica: colocou-se plasticina numa lâmina metálica para fixação de cada um dos implantes, mantendo-o paralelo à lente. O paralelismo foi conseguido com recurso a um nivelador de amostras (Figura 2). Esta ação visou possibilitar a focagem de planos colocados perpendicularmente ao eixo longitudinal do implante compensando a reduzida profundidade de campo do microscópico.



Figura 2 - Nivelador de amostras utilizado no processo de paralelização dos implantes.

Após a nivelção das amostras realizaram-se as fotografias dos implantes pertencentes a cada um dos 4 modelos utilizados.

No caso dos implantes pertencentes aos grupos *AstratechTM*, *GTMedical* e *Straumann Tissue level[®]*, devido à grande dimensão da sua superfície interna, foi necessário recorrer a mais do que uma fotografia que foram posteriormente, unidas. Concretamente, foram utilizadas duas fotografias por implante nos dois primeiros grupos e quatro no terceiro. (Figura 3)

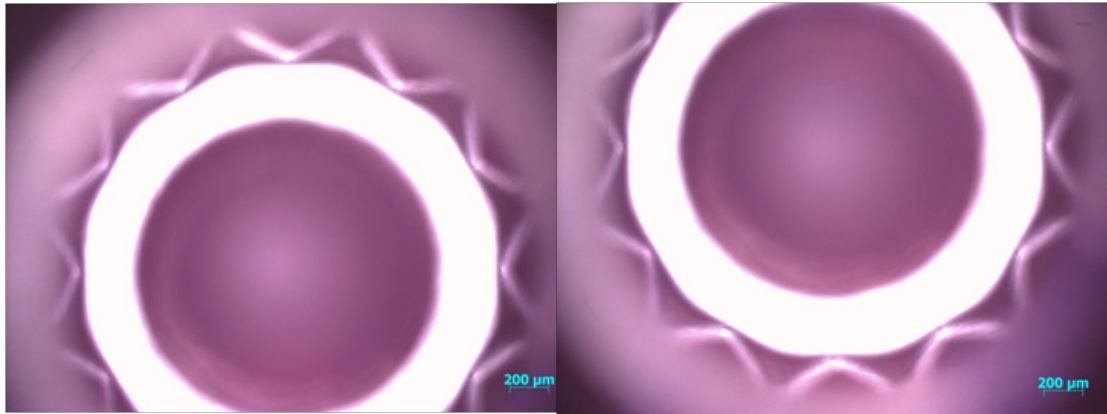


Figura 3 – Metodologia empregue na captação dos implantes do sistema *Astratech™* e *GTMedical* devido às suas dimensões.

Para os implantes da *Straumann Bone level®*, devido ao seu menor diâmetro, apenas foi necessária a realização de uma fotografia por implante.

V.3.ii - Colocação de implantes

Na placa de osso artificial desenhou-se uma matriz de 15 x 4 espaços. Os locais de colocação dos implantes foram marcados de acordo com o modelo e a força de inserção aplicada (Figura 4). Numa 1ª linha foram colocados os 15 implantes do sistema *GTMedical*, com os 5 primeiros implantes a serem colocados com um torque de inserção de 30 Ncm, os 5 seguintes com um torque de 50 Ncm e os 5 últimos com um torque superior a 50 Ncm. Procedeu-se de igual modo para todas as outras marcas de implantes tendo a segunda linha sido preenchida com implantes *Astratech™*, a terceira linha com implantes *Straumann Bone level®* e a 4ª, e última, com implantes *Straumann Tissue level®*.

Para cada modelo, os implantes numerados, da esquerda para a direita, de 1 a 5, foram inseridos com uma força de 30 Ncm, os implantes numerados de 6 a 10 com um torque de inserção de 50 Ncm, e os implantes numerados de 11 a 15 com um torque superior a 50 Ncm.

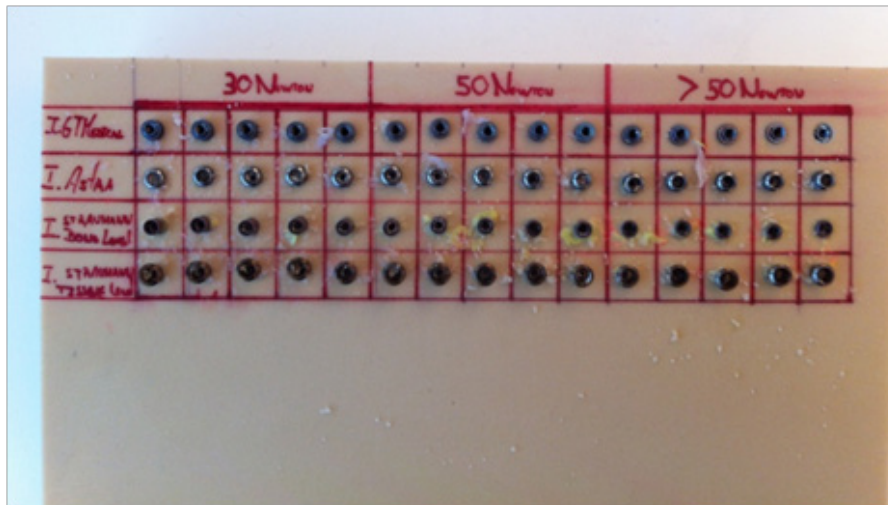


Figura 4 - Placa de osso sintético utilizada com a divisão por marcas
(coluna á esquerda) e torques de inserção (linha superior).

O protocolo de colocação dos implantes foi realizado segundo as indicações dos fabricantes.

Os implantes colocados com o torque de 30 Ncm respeitaram integralmente o protocolo de brocas preconizado pelo fabricante tendo a última broca conseguido perfurar o osso na sua extensão total.

Para os implantes colocados com o torque de 50 Ncm não foi possível realizar o protocolo de colocação completo, uma vez que a última broca apenas conseguiu penetrar o osso até, aproximadamente, metade da sua extensão.

No caso dos implantes colocados com um torque superior a 50 Ncm a última broca apenas conseguiu penetrar, aproximadamente, 4 mm de toda a sua extensão.

Por este motivo, os implantes do último grupo de torque, encontram-se com o colo ligeiramente exposto.

V.3.iii - Fotografias finais realizadas após a colocação dos implantes

Com todos os implantes inseridos na placa de osso sintético foram realizadas fotografias a todos os implantes.

Esta fase do trabalho apresentou uma dificuldade acrescida uma vez que, ao contrário das fotografias iniciais, em que se recorreu a um nivelador de amostras para paralelizar os implantes, as fotografias finais tiveram de ser realizadas com os implantes na sua posição de inserção no osso. Ao não estarem perfeitamente alinhados, as fotografias obtidas apresentaram-se, por vezes, parcialmente desfocadas

Foram realizadas 135 fotografias finais, sendo 30 dos implantes *Astratech™*, 30 dos implantes *GTMedical*, 60 dos implantes *Straumann Tissue level®* e 15 dos implantes *Straumann Bone Level®*.

V.3.iv - Análise qualitativa do interior dos implantes

A análise qualitativa do interior dos implantes foi feita com base na observação visual direta e na comparação das fotografias iniciais e finais do interior dos implantes.

Numa primeira fase foi observado o colo do implante procurando-se sinais evidentes de dano. Numa segunda fase procurou-se relacionar o dano com o torque de inserção.

V.3.v - Método de quantificação do dano

A quantificação do dano foi feita com recurso às imagens obtidas tendo sido consideradas as seguintes variáveis: a geometria do implante, a área, o comprimento e o centro de massa da área.

Devido à geometria do colo do implante da marca *Straumann Bone level®* não foi possível

proceder à comparação qualitativa deste sistema de implantes com os restantes três.

A quantificação do dano nos implantes da marca *Astratech*TM, *GTMedical* e *Straumann Tissue level*[®] foi feita com recurso ao cálculo do raio presente no desenho interno do implante. O raio foi calculado procedendo-se á medição da distância entre o centro do implante e os vértices mais distantes, tendo em consideração a geometria do desenho interno do implante. No caso dos implantes de marca *Straumann Bone level*[®], devido à sua geometria, procedeu-se à quantificação do dano com recurso ao cálculo do comprimento das arestas.

- Protocolo para os implantes *Astratech*TM

A partir das fotografias iniciais foram calculados os raios de cada um dos 15 implantes.
(figura 5)

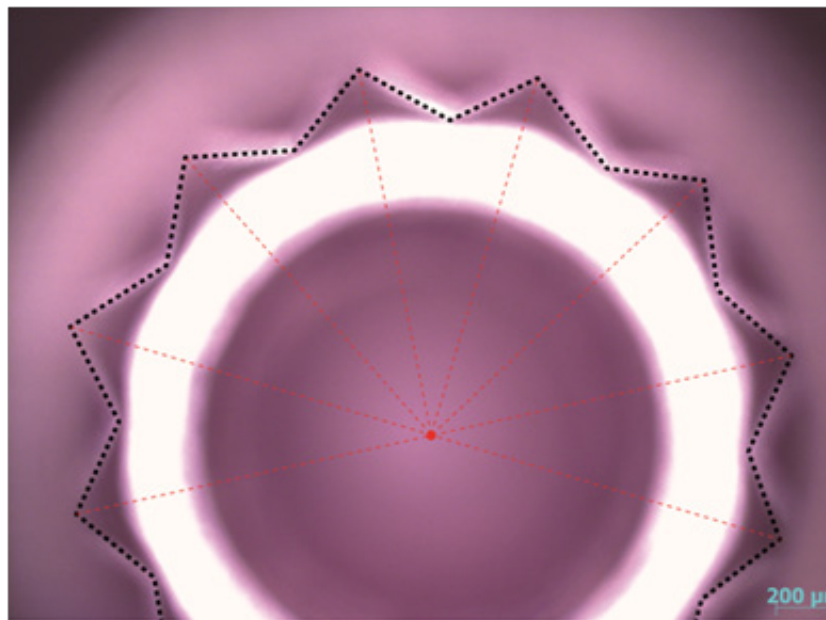


Figura 5 - Imagem representativa do método de medição do raio dos implantes *Astratech*TM.

O mesmo procedimento foi realizado com base nas fotografias finais. Para cada implante foi calculado o novo valor do raio, medido entre o centro e o ponto mais distante, correspondente ao antigo vértice.

Tanto para a situação inicial como para a final foram feitas 12 medições do raio, para cada implante, tendo sido calculado o valor médio, por implante.

- Protocolo para os implantes *GTMedical*

A partir das fotografias iniciais foram calculados os raios de cada um dos 15 implantes, neste caso com a forma de um hexágono. (figura 6)

O mesmo procedimento foi realizado com base nas fotografias finais. Para cada implante foi calculado o novo valor do raio, medido a partir do centro até ao local onde estava agora situado o vértice.

Tanto para a situação inicial como para a final foram feitas 6 medições do raio, para cada implante, tendo sido calculado o valor médio, por implante.

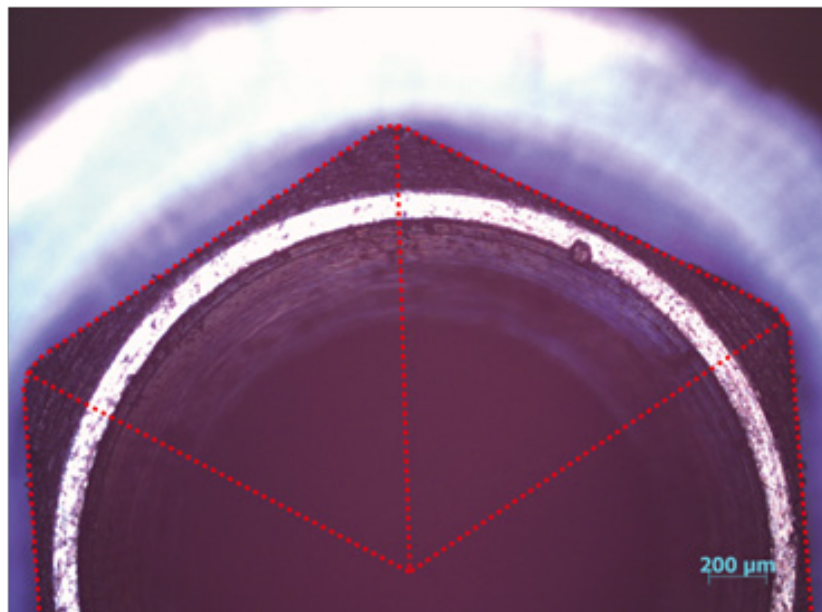


Figura 6 - Imagem representativa do método de medição do raio dos implantes *GTMedical*.

- Protocolo para os implantes *Straumann Tissue level*[®].

A partir das fotografias iniciais foram calculados os raios de cada um dos 15 implantes, neste caso com a forma de um octógono. (figura 7)

O mesmo procedimento foi realizado com base nas fotografias finais. Para cada implante foi calculado o novo valor do raio, medido a partir do centro até ao local onde estava agora situado o vértice.

Tanto para a situação inicial como para a final foram feitas 8 medições do raio, para cada implante, tendo sido calculado o valor médio, por implante.

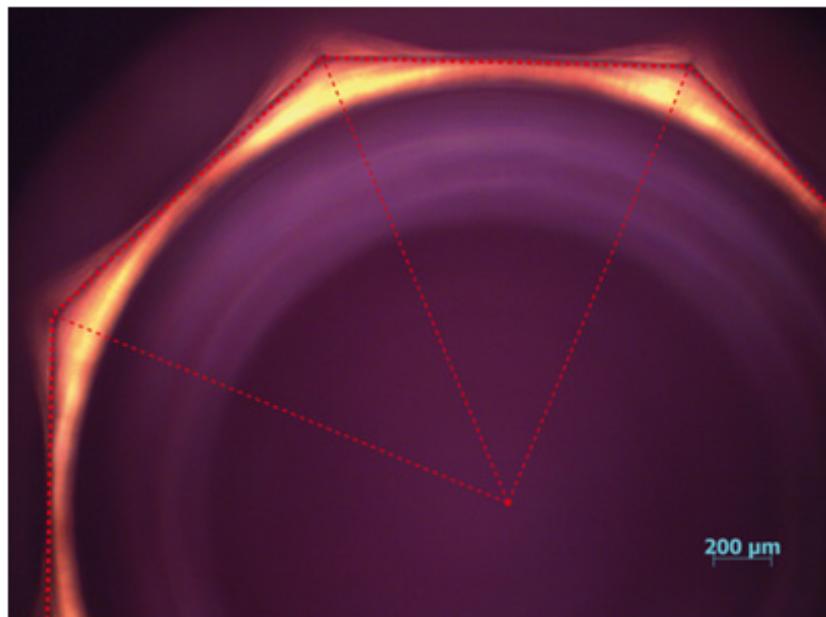


Figura 7 - Imagem representativa do método de medição do raio dos implantes *Straumann Tissue level*[®].

- Protocolo para os implantes *Straumann Bone level*[®].

Com base nas fotografias iniciais, e na impossibilidade de se proceder de modo semelhante ao utilizado para os demais sistemas de implantes, uma vez que se verificou que o dano causado se localizava no local onde a força era exercida, calculou-se o comprimento de

cada uma das arestas, local onde o transportador imprime a sua força. (Figura 8)

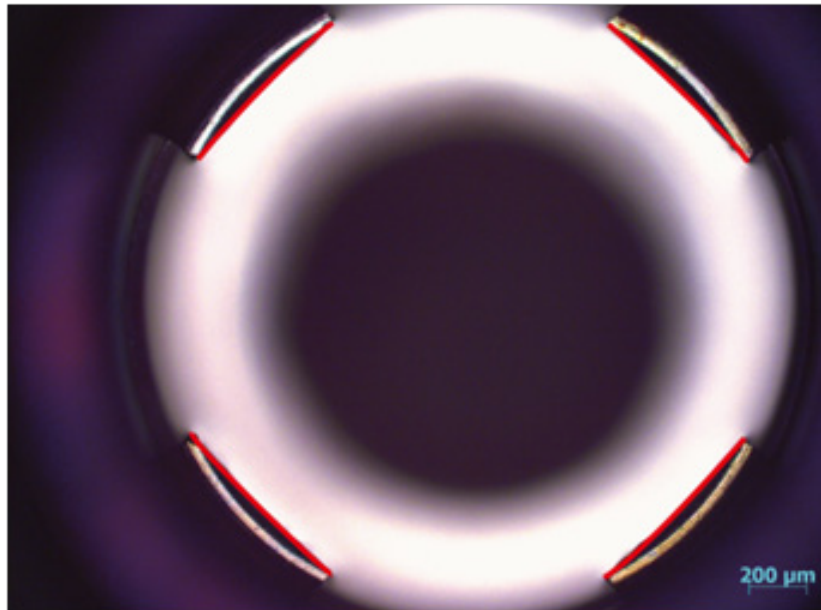


Figura 8 - Figura representativa do comprimento das arestas que foi medido nos implantes da marca *Straumann Bone level*[®].

Na figura 9 podemos observar um exemplo de uma superfície danificada.

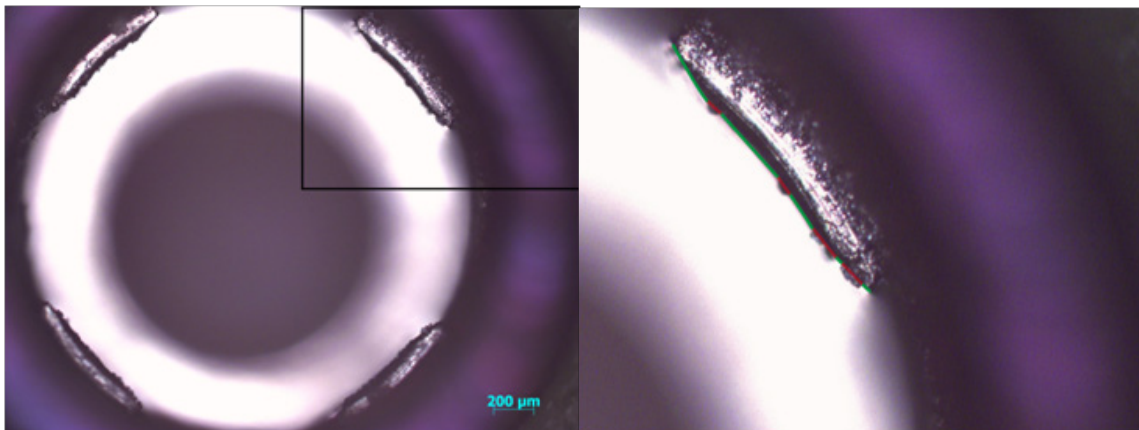


Figura 9 - Exemplo de dano observado num implante *Straumann Bone level*[®].

Ao valor obtido para o comprimento total das arestas de cada implante foi subtraído o comprimento correspondente à superfície danificada.

V.4 - Análise Estatística:

Os dados resultantes deste estudo de investigação foram transferidos para uma folha de cálculo do programa informático *Microsoft Office Excel* (2003) sendo, posteriormente, todos os procedimentos de análise estatística realizados com recurso ao aplicativo informático *Statistical package for the Social Sciences (IBM© SPSS® Statistics, versão 20.0)*, mediante a aplicação de ferramentas adequadas e para um nível de significância de 0,05.

Para descrever os casos de estudo foram aplicadas metodologias de análise descritiva, nomeadamente, gráficos e medidas de sumário, apropriadas. As variáveis categóricas foram descritas através de frequências absolutas (n) e relativas (%). A variável contínua, raio ou comprimento, dependendo do modelo de implante, foi descrita utilizando a média, o desvio padrão, a mediana e respetivos percentis, o mínimo e o máximo observado.

Foram aplicados os testes *one-way* ANOVA de forma a comparar a média de deformação obtida para os 3 torques (para o implante *Straumann Bone Level®*), e testes *two-way* ANOVA para os fatores “modelo de implante” (3 categorias) e torque (3 categorias), por apresentarem uma distribuição normal (analisada através da aplicação do teste de *Shapiro-Wilk*). Posteriormente foi aplicado o teste de comparação múltipla (*post hoc comparison*) denominado *Least Significant Differences (LSD)* dado que todos os grupos tinham igual dimensão.

Foi utilizado um nível de significância de 0,05 para todos os testes de hipótese.

VI - Resultados

VI.1 - Análise qualitativa visual do dano

Através da comparação das fotografias iniciais e das finais, foi possível observar o seguinte:

- nos implantes *Astratech*TM :

São implantes formados por 24 arestas, com contornos perfeitamente delimitados. (figura 10)

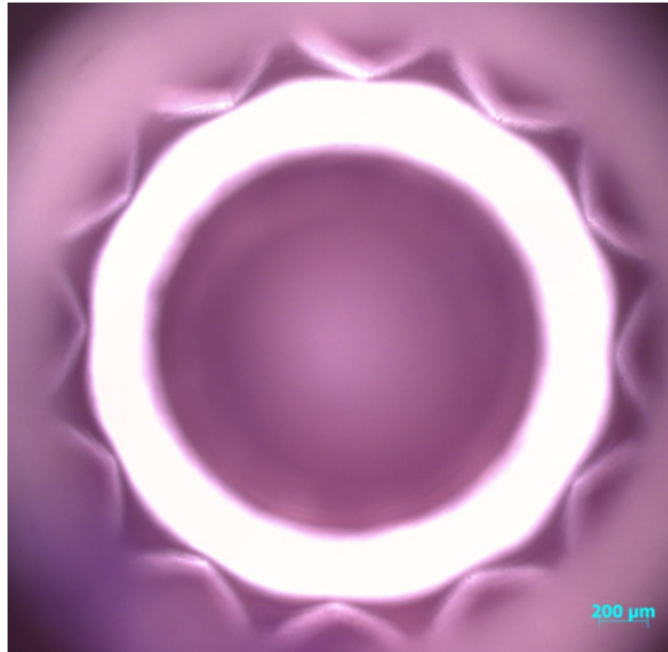


Figura 10 – Aspeto da geometria do interior de um implante *Astratech*TM, sem dano (imagem editada com recurso ao programa *Adobe Photoshop*).

Comparando as fotografias finais com as iniciais é possível observar alterações, variáveis em função do torque de inserção.

Para os implantes colocados com um torque de 30Ncm observa-se uma ligeira deformação plástica das espiras do implante sendo que, o dano, apesar de presente, permite ainda manter os limites das espiras bem definidos. (figura 11)

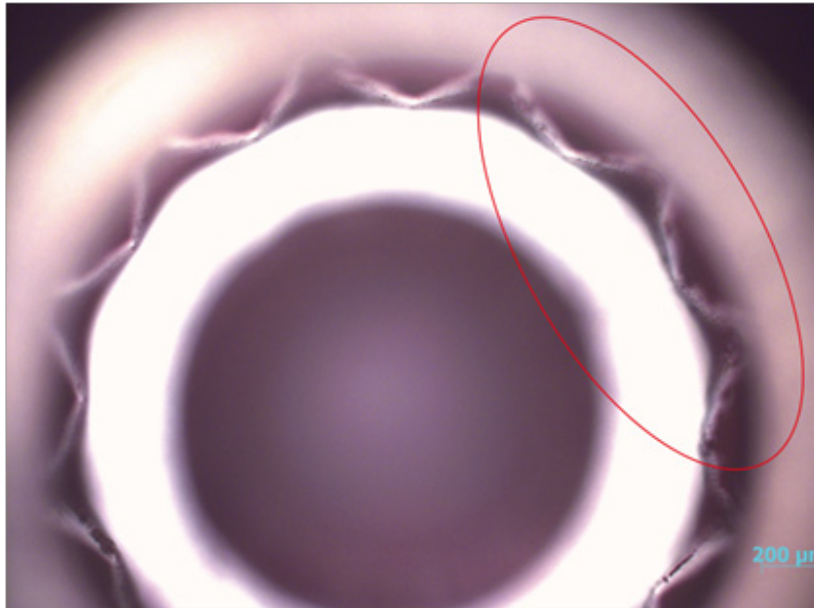


Figura 11 - Implante *Astratech™* colocado com um torque de 30 Ncm.

Para os implantes colocados com um torque de 50Ncm o dano nas arestas torna-se mais evidente e acentuado. A profundidade das arestas, tendo como ponto de referência o centro do implante, diminui como resultado da deformação plástica existente. (figura 12)

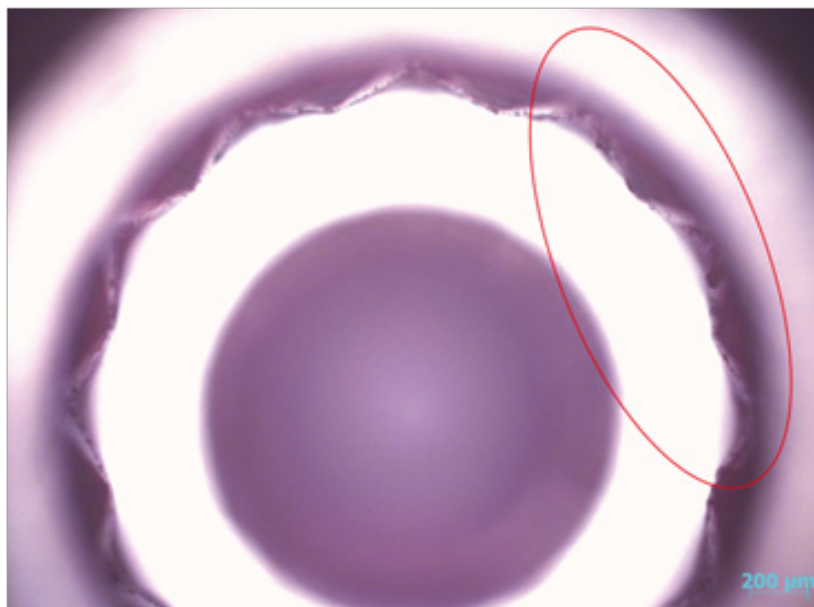


Figura 12 - Implante *Astratech™* colocado com um torque de 50 Ncm

Para os implantes do 3º grupo, em que o torque utilizado foi superior a 50Ncm, verifica-se a completa perda de forma das espiras originais que quase fazem tender a forma inicial para uma circunferência. A alteração de forma é total. (Figura 13)

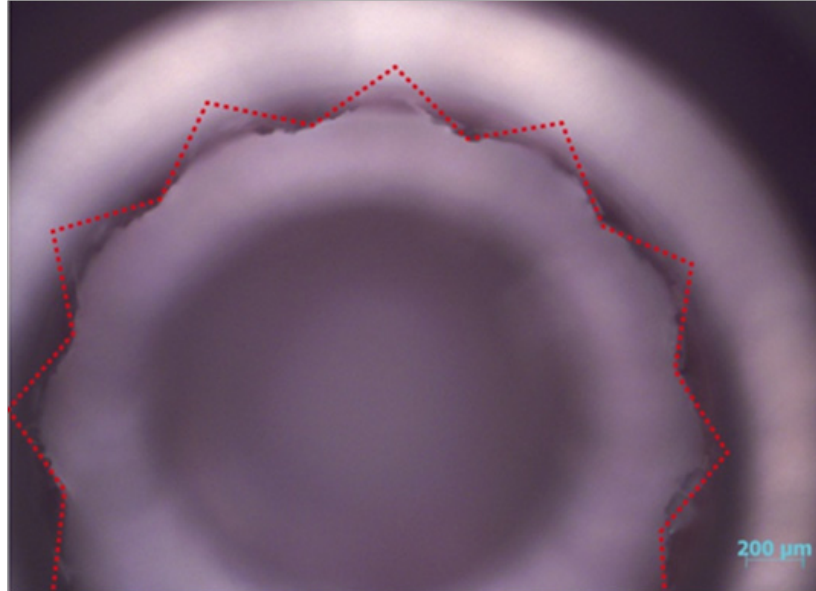


Figura 13 - Implante *Astratech*TM colocado com um torque >50Ncm

Para os implantes da *GTMedical*

A geometria inicial destes implantes de conexão externa é um hexágono bem definido, com os seis lados bem delimitados imagiologicamente. Os vértices deste hexágono apresentam uma configuração arredondada. (figura 14)

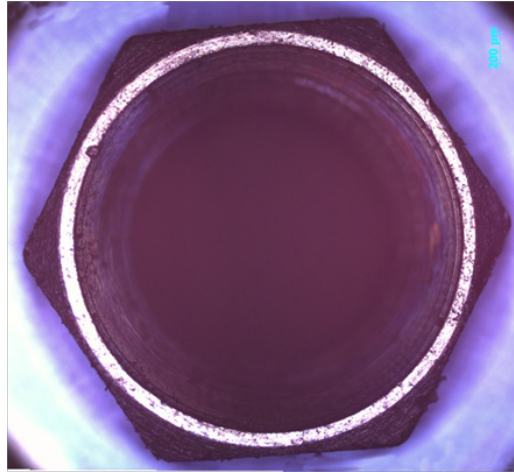


Figura 14 – Aspeto da geometria do interior de um implante *GTMedical*, sem dano (imagem editada com recurso ao programa *Adobe Photoshop*).

Nos implantes pertencentes ao 1º grupo, aplicados com um torque de 30Ncm, não parecem existir alterações relativamente à morfologia inicial. Tanto as arestas como os vértices aparecem, ao exame visual qualitativo, inalteráveis no que diz respeito à sua forma. (Figura 15)

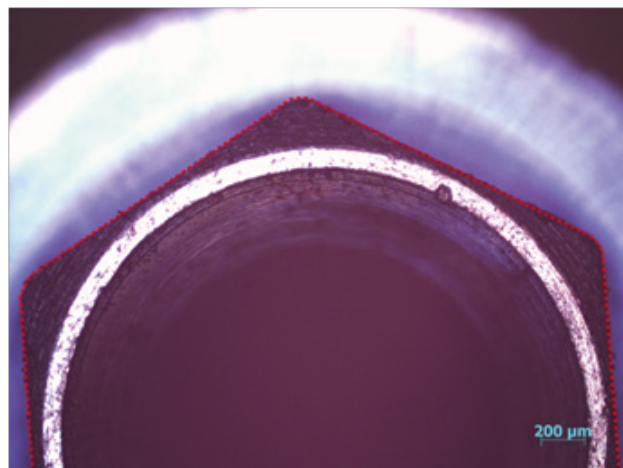


Figura 15 – Implante *GTMedical* colocado com um torque de 30Ncm

Nos implantes aplicados com torque de 50Ncm já se observa deformação visível, ao longo das arestas. Nas fotografias iniciais verifica-se que as arestas apresentam um aspeto reto, sem qualquer curvatura, situação que não se verifica nas fotografias obtidas após a colocação dos implantes, nas quais já é possível observar deformação das arestas. O vértice desaparece e o ângulo formado pelas duas arestas atenua-se. (Figura 16) É também visível alteração na geometria da superfície de contacto (circunferência interior).

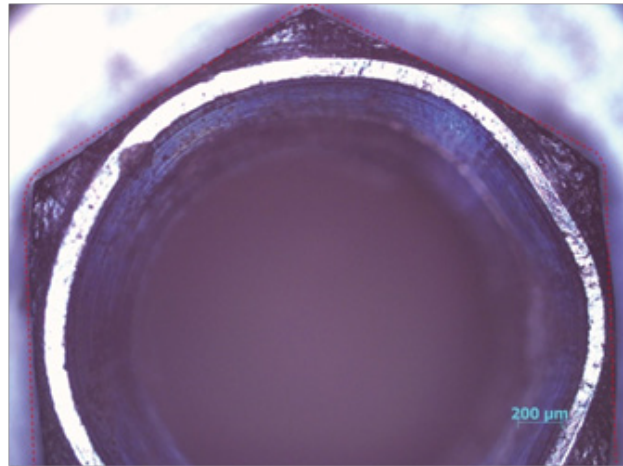


Figura 16 – Implante *GTMedical* colocado com torque de 50 Ncm

No 3º, e último grupo, é visível uma mais acentuada deformação da morfologia do implante com perda total da forma do hexágono. Os vértices foram perdidos e deram lugar a um bordo grosseiramente arredondado. Vértices e superfície de encaixe do implante sofreram dano acentuado. As arestas e os vértices formam agora uma quase circunferência. (Figura 17) A região de contacto aparece mais larga devido à deformação plástica; as regiões mais escuras resultam do deslocamento para fora do plano.

Avaliação do efeito produzido sobre a superfície do colo do implante
pela utilização de diferentes sistemas de colocação de implantes

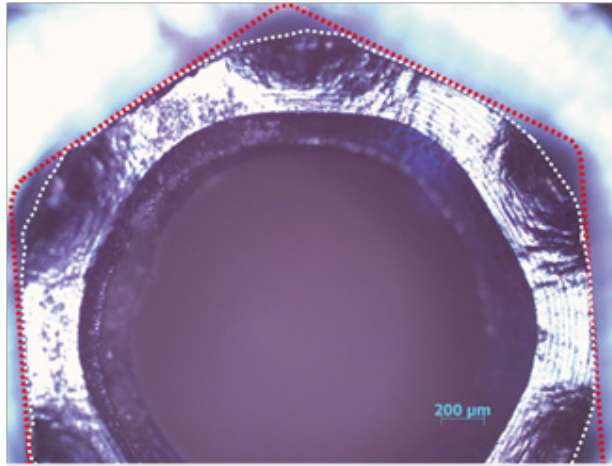


Figura 17 – Implante *GTMedical* colocado com torque >50 Ncm

- Para os implantes *Straumann Tissue level*[®]

O aspecto inicial destes implantes é o de um octógono, com todas as arestas bem definidas.
Os vértices apresentam ângulos marcados. (Figura 18)

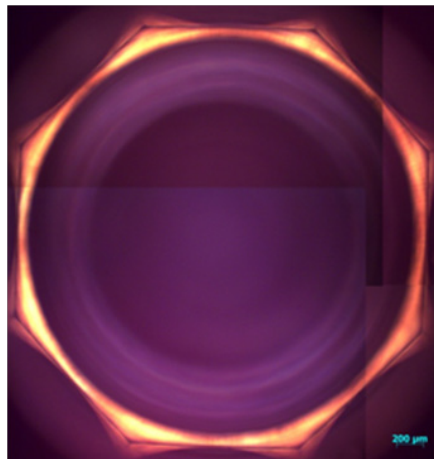


Figura 18 - Aspecto da geometria do interior de um implante *Straumann Tissue level*[®],
sem dano (imagem editada com recurso ao programa *Adobe Photoshop*).

Por comparação com as fotografias iniciais observam-se alterações ao nível da estrutura após a colocação dos implantes.

No 1º grupo nota-se um pequeno esmagamento dos vértices, tornando o ângulo vértice-aresta mais suave. Para além desta alteração morfológica é, também, visível dano ao longo das arestas, que apresentam pequenos focos de deformação, tornando a superfície mais áspera. (figura 19)

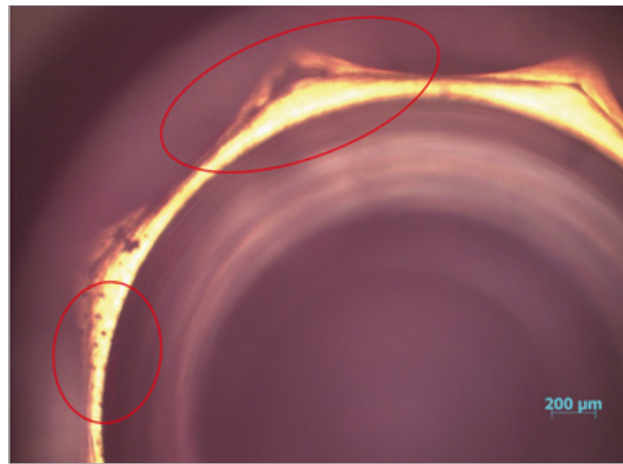


Figura 19 - *Implante Straumann Tissue level®* colocado com torque de 30 Ncm

No 2º grupo (implantes colocados com torque de 50 Ncm) a deformação dos vértices acentua-se, levando ao aparecimento de um duplo ângulo, em alguns casos. Ao nível das arestas o dano continua a existir sob a forma de pequenos focos, não sendo perceptíveis, ao exame qualitativo visual, diferenças em relação aos implantes do 1º grupo. (Figura 20)

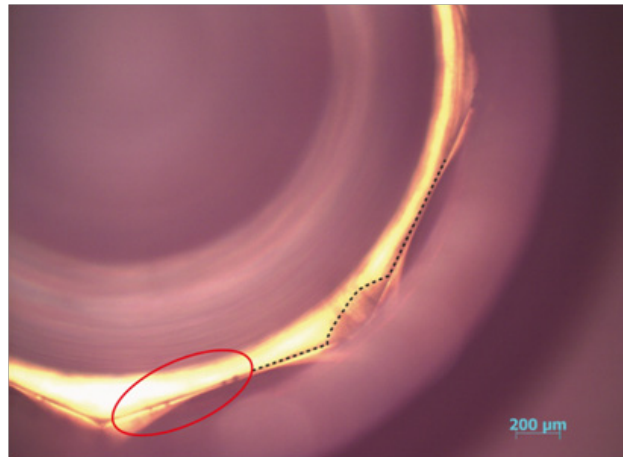


Figura 20 - Implante *Straumann Tissue level*® colocado com torque de 50 Ncm

No 3º Grupo, formado pelos implantes colocados com torque superior a 50Ncm, verifica-se uma deformação total do implante. Os vértices deixam de existir sendo substituídos por uma superfície arredondada com as arestas, devido ao desgaste, a tornarem-se mais pequenas. (Figura 21)

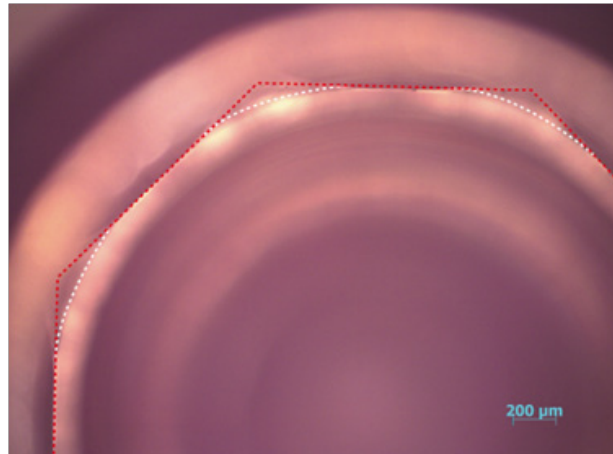


Figura 21 - Implante *Straumann Tissue level*® colocado com torque >50 Ncm

- Para os implantes *Straumann Bone level*®

Inicialmente, este implante é formado por uma circunferência, contendo 4 pontos de en-

caixe integrados. Estes pontos de encaixe e as arestas eram lisas e sem qualquer sinal de deformação. (figura 22)

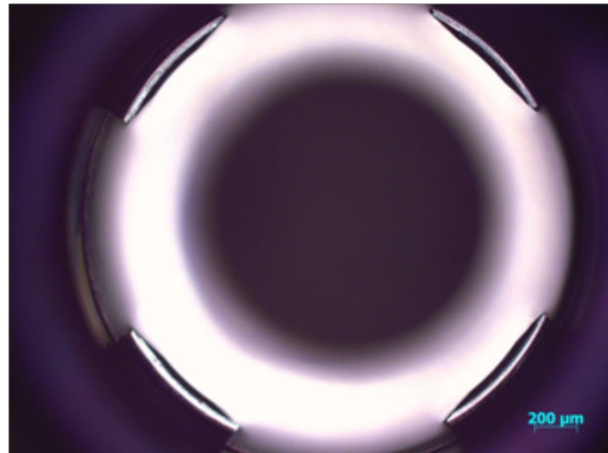


Figura 22 - Imagem de um implante *Straumann Bone level*[®], antes de ser colocado no osso.

Após a colocação dos implantes, com torques de inserção de 30 e de 50Ncm, e por comparação com as fotografias iniciais, não se observaram quaisquer alterações ao nível do comprimento e da forma das arestas, Para estes dois torques não foi possível distinguir a fotografia inicial da final. Os implantes não sofreram, aparentemente, qualquer dano. (Figura 23)

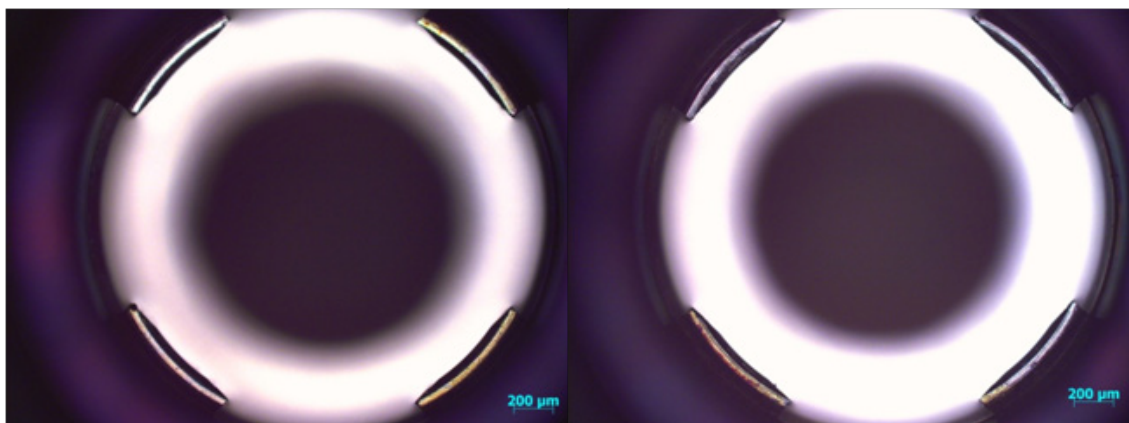


Figura 23 - Imagem obtida após colocação dos implantes *Straumann Bone level*[®] com 30 Ncm (A), e a 50 Ncm (B).

Para os implantes colocados com torque maior do que 50Ncm já é possível identificar pequenas irregularidades na superfície das arestas. De lisas e completamente íntegras passam a apresentar ligeiras deformações, conferindo-lhe um aspeto mais rugoso (figura 24)

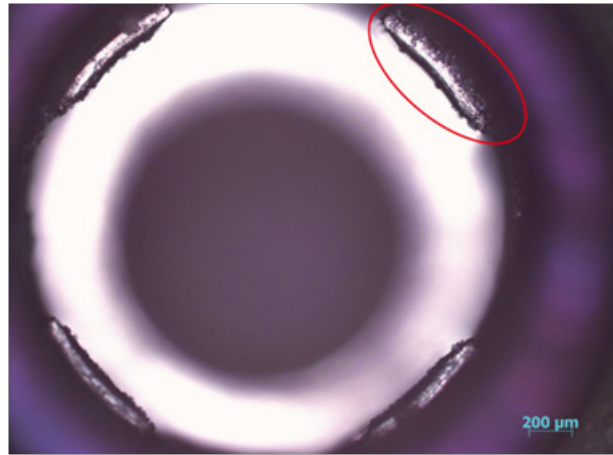


Figura 24 - Implante *Straumann Bone level*[®] colocado com torque >50 Ncm

VI.2 - Quantificação do dano

- Implantes *Astratech*TM

Foram realizadas 180 medições (12 raios x 15 implantes) tendo sido calculado a média, que para este grupo de implantes foi de 1285,7 µm.

- Implantes *GTMedical*

Foram realizadas 90 medições (6 raios x 15 implantes) tendo sido calculada a média, que para este grupo de implantes foi de 1542,9 µm.

- Implantes *Straumann Tissue level*[®]

Foram realizadas 120 medições (8 raios x 15 implantes) tendo sido calculada a média, que para este grupo de implantes foi de 1685,7 μm .

- Implantes *Straumann Bone level*[®]

Para este grupo, e tendo por base os 15 implantes e o método de medição definido, obteve-se um valor médio, para o comprimento de cada aresta, de 700 μm . Tendo em consideração que cada implante é formado por 4 arestas, foi determinado um valor total para o comprimento das arestas, por implante, de 2800 μm (4 arestas x 700 μm).

A Tabela 1 apresenta a estatística obtida para cada um dos grupos formados por 5 unidades (implante vs torque), medidas no início e no fim da experiência. Relativamente aos implantes *Astratech*TM, *GTMedical* e *Straumann Tissue level*[®] são apresentados os valores da medida do raio inicial (antes da aplicação) e final (após a sua inserção com diferentes torques). Para o implante de marca *Straumann Bone Level*[®] é apresentado o valor inicial e final do comprimento das arestas.

Tabela 1 – Estatística relativa aos valores iniciais e finais (raio ou comprimento da aresta, sem dano, dependendo do grupo do de implantes), por modelo de implante e torque aplicado.

Marca do Implante	Torque (Ncm)	Medida	N	Média (μm)	DP	Mediana (μm)	P25 (μm)	P75 (μm)	Min (μm)	Max (μm)
<i>Astratech™</i>	30	raio inicial	5	1285,7	0,0	1285,7	1285,7	1285,7	1285,7	1285,7
		raio final	5	1225,0	2,7	1225,0	1222,6	1227,4	1221,4	1228,6
	50	raio inicial	5	1285,7	0,0	1285,7	1285,7	1285,7	1285,7	1285,7
		raio final	5	1222,4	34,4	1240,6	1189,3	1246,4	1166,7	1251,2
	>50	raio inicial	5	1285,7	0,0	1285,7	1285,7	1285,7	1285,7	1285,7
		raio final	5	1176,7	8,7	1177,4	1167,8	1185,1	1166,7	1185,7
<i>GTMedical</i>	30	raio inicial	5	1542,9	0,0	1542,9	1542,9	1542,9	1542,9	1542,9
		raio final	5	1537,1	4,0	1538,1	1533,3	1540,5	1533,3	1542,9
	50	raio inicial	5	1542,9	0,0	1542,9	1542,9	1542,9	1542,9	1542,9
		raio final	5	1527,6	11,4	1528,6	1516,7	1538,1	1514,3	1542,9
	>50	raio inicial	5	1542,9	0,0	1542,9	1542,9	1542,9	1542,9	1542,9
		raio final	5	1455,2	59,8	1480,9	1392,9	1504,8	1371,4	1509,5
<i>Straumann Tissue level®</i>	30	raio inicial	5	1685,7	0,0	1685,7	1685,7	1685,7	1685,7	1685,7
		raio final	5	1636,1	13,6	1633,9	1625,9	1647,3	1625,0	1658,9

Avaliação do efeito produzido sobre a superfície do colo do implante
pela utilização de diferentes sistemas de colocação de implantes

	50	raio inicial	5	1685,7	0,0	1685,7	1685,7	1685,7	1685,7	1685,7
		raio final	5	1646,4	23,1	1648,2	1625,0	1667,0	1617,9	1678,6
	>50	raio inicial	5	1685,7	0,0	1685,7	1685,7	1685,7	1685,7	1685,7
		raio final	5	1633,6	34,4	1617,9	1605,3	1669,6	1594,6	1675,0
<i>Straumann Bone Level®</i>	30	Comp. inicial	5	2800,0	0,0	2800,0	2800,0	2800,0	2800,0	2800,0
		Comp. final	5	2768,6	70,3	2800,0	2721,4	2800,0	2642,9	2800,0
	50	Comp. inicial	5	2800,0	0,0	2800,0	2800,0	2800,0	2800,0	2800,0
		Comp. final	5	2800,0	0,0	2800,0	2800,0	2800,0	2800,0	2800,0
	>50	Comp. inicial	5	2800,0	0,0	2800,0	2800,0	2800,0	2800,0	2800,0
		Comp. final	5	2025,7	985,3	2642,9	999,9	2742,9	571,2	2771,4

A Tabela 2 apresenta a análise estatística referente à deformação obtida para cada modelo de implante e torque aplicado.

A análise estatística foi efetuada através de uma ANOVA para os implantes com sistemas idênticos (*Astratech™*, *GTMedical* e *Straumann Tissue level®*). O sistema *Straumann Bone Level®* foi avaliado separadamente utilizando uma outra ANOVA.

Tabela 2 - Grau de deformação (diferença entre os valores iniciais e finais).

Marca do Implante	Torque (Ncm)	N	Média (μm)	DP	Mediana (μm)	P25 (μm)	P75 (μm)	Min (μm)	Max (μm)
<i>Astratech™</i>	30	5	60,7 ^{bc}	2,7	60,7	58,3	63,1	57,1	64,3
	50	5	63,3 ^{bc}	34,4	45,2	39,3	96,4	34,5	119,1
	>50	5	109,1 ^a	8,7	108,3	100,6	117,9	100,0	119,1
<i>GTMedical</i>	30	5	5,7 ^d	4,0	4,8	2,4	9,5	0,0	9,5
	50	5	15,2 ^d	11,4	14,3	4,8	26,2	0,0	28,6
	>50	5	87,6 ^b	59,8	62,0	38,1	150,0	33,3	171,4
<i>Straumann Tissue Level®</i>	30	5	49,7 ^c	13,6	51,8	38,4	59,8	26,8	60,7
	50	5	39,3 ^c	23,1	37,5	18,8	60,7	7,1	67,9
	>50	5	52,1 ^c	34,4	67,9	16,1	80,4	10,7	91,1
<i>Straumann Bone Level®</i>	30	5	31,4	70,3	0,0	0,0	78,6	0,0	157,1
	50	5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	>50	5	774,3	985,3	157,1	57,1	1800,1	28,6	2228,8

a,b,c,d - grupos significativamente diferentes, de acordo com o teste de comparação múltipla à posteriori LSD.

Verificou-se a existência de diferenças estatisticamente significativas na deformação obtida, quer por implante ($p=0,001$) quer por torque ($p<0,001$) (ver Tabela 3), e ainda uma interação estatisticamente significativa entre o sistema de implantes e o torque de inserção ($p=0,040$).

Tabela 3 – ANOVA – avaliação dos fatores: implante e torque, para os implantes *Astra-tech™*, *GTMedical* e *Straumann Tissue level®*

Fator	g.l.	Erro quadrático médio	F	p	Potência de teste
Modelo do implante	2	6950,166	9,076	0,001	0,964
Torque	2	9661,181	12,617	<0,001	0,994
Interação implante*torque	4	2150,472	2,808	0,040	0,709
Erro	36	765,742			
Total	45				

Tabela 4- Testes de comparação múltipla, *Least Significant Difference* (LSD) para o fator implante.

Implante		Diferença média	Erro Standard	<i>p</i>	Intervalo de Confiança a 95%
<i>Astratech™</i>	<i>Straumann Tissue Level®</i>	30,7*	10,1	0,004	10,2 a 51,2
	<i>GTMedical</i>	41,5*	10,1	<0,001	21,0 a 62,0
<i>Straumann Tissue Level®</i>	<i>Astratech™</i>	-30,7*	10,1	0,004	-51,2 a -10,2
	<i>GTMedical</i>	10,8	10,1	0,291	-9,7 a 31,3
<i>GTMedical</i>	<i>Astratech™</i>	-41,5*	10,1	<0,001	-62,0 a -21,0
	<i>Straumann Tissue Level®</i>	-10,8	10,1	0,291	-31,3 a 9,7

Com base em médias observadas. Erro quadrático médio = 765,742.

*Diferenças significativas para um nível de significância de 0,05.

A deformação medida no implante *Astratech™* (Tabela 4) difere significativamente da medida no implante *Straumann Tissue level®* ($p=0,004$) e no implante *GTMedical* ($p<0,001$). A deformação medida no implante *Straumann Tissue level®* e no implante *GTMedical* não diferem significativamente ($p=0,291$).

Tabela 5 - Testes de comparação múltipla, *Least Significant Difference* (LSD) para o fator torque.

Torque		Diferença média	Erro Standard	<i>p</i>	Intervalo de Confiança a 95%	
30	50	-,5906	10,10440	,954	-21,0833	19,9021
	>50	-44,2495*	10,10440	<0,001	-64,7422	-23,7569
50	30	,5906	10,10440	,954	-19,9021	21,0833
	>50	-43,6589*	10,10440	<0,001	-64,1516	-23,1663
>50	30	44,2495*	10,10440	<0,001	23,7569	64,7422
	50	43,6589*	10,10440	<0,001	23,1663	64,1516

Com base em médias observadas. Erro quadrático médio = 765,742.

*Diferenças significativas para um nível de significância de 0,05.

A deformação determinada nos implantes colocados com torque de 30Ncm e de 50Ncm não difere significativamente entre mas a medida para estes dois torques difere da do grupo de implantes com torque >50Ncm ($p<0,001$ para as duas comparações), e no *GT-Medical* ($p<0,001$) (resultados na tabela 5). A deformação medida no *Straumann Tissue level*® e no *GTMedical* não difere significativamente ($p=0,291$).

Foi ainda detetada uma interação entre modelo de implante e torque explicada pelo comportamento dos implantes *GTMedical* colocados com torque >50Ncm, tendo-se verificado uma diminuição da deformação comparativamente à observada para o mesmo torque nos outros dois sistemas (Figura 25).

Avaliação do efeito produzido sobre a superfície do colo do implante
pela utilização de diferentes sistemas de colocação de implantes

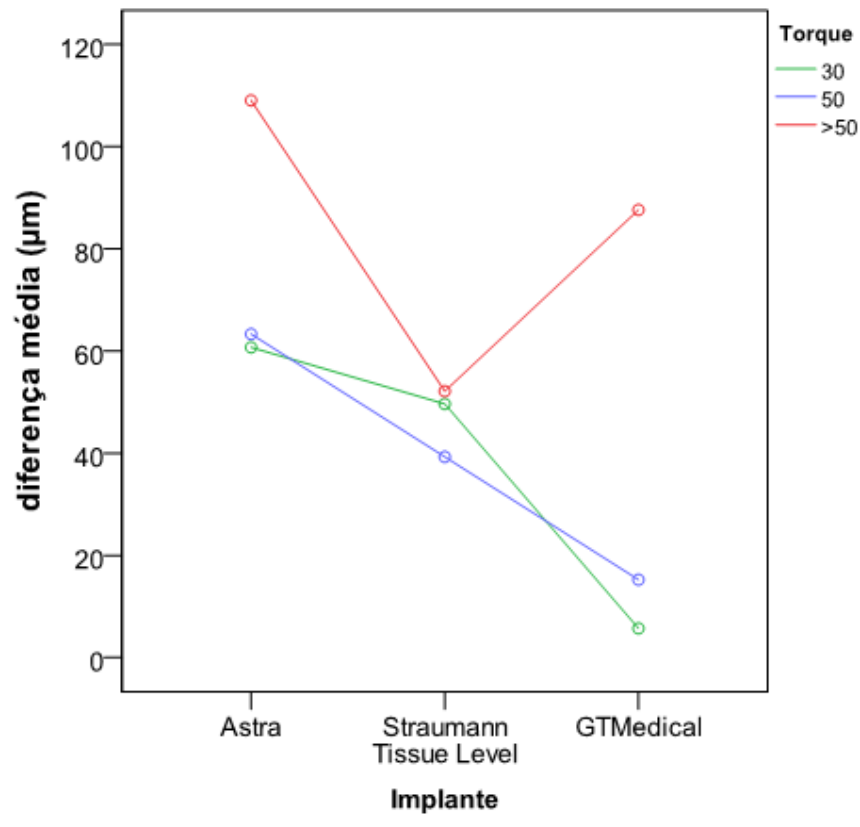


Figura 25 – Diferença média (μm) da deformação, considerando os 3 torques e os implantes das marcas *AstratechTM*, *GTMedical* e *Straumann Tissue level[®]*.

Tabela 6 – ANOVA – avaliação do fator torque para o implantes de marca *Straumann Bone Level[®]*.

Fator	g.l.	Erro quadrático médio	F	<i>p</i>	Potência de teste
Torque	2	999315,269	3,088	0,083	0,486
Erro	12	323606,425			
Total	15				

Verifica-se (Tabela 6) que não há diferença significativa na deformação produzida pelos três torques para o sistema *Straumann Bone Level*[®] ($p=0,083$). Esta situação pode ser devido, não só à pequena dimensão dos grupos mas também à enorme variabilidade dos valores de deformação observados para o torque >50 Ncm (ver Tabela 2, desvio padrão=2228,8). Também o facto de se utilizar um diferente método de avaliação do dano, neste sistema, pode ter condicionado os valores.

Deste modo, conclui-se que, idealmente, teríamos a de ter analisado uma amostra maior, particularmente para este sistema. Os implantes *Straumann Bone Level*[®] possuem o dano mais facilmente identificável do ponto de vista qualitativo, ou seja, são facilmente identificadas as diferenças existentes entre os torques 30 e 50 Ncm (sem diferenças) e os torques >50 Ncm.

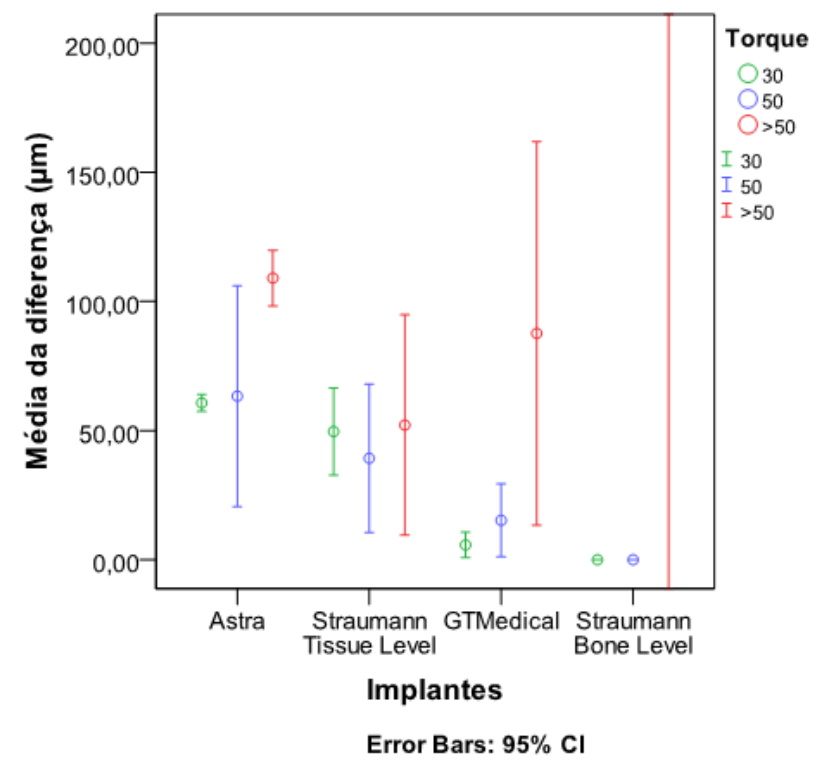


Figura 26 - média da deformação (μm) produzida pela aplicação dos implantes das marcas *Astratech*TM, *GTMedical* e *Straumann Tissue level*[®], com 3 torques de inserção (o círculo indica a média de deformação e a barra o respetivo intervalo de confiança).

As diferenças reportadas estão sistematizadas na figura 26. A média da diferença observada e o intervalo de confiança, para o torque $>50\text{Ncm}$, para o implante de marca *Straumann Bone Level*[®], não é completamente visível dada a diferente escala utilizada relativamente situações aos restantes implantes.

Com relação aos sistemas, *Astratech*TM, *GTMedical* e *Straumann Tissue level*[®] verifica-se que estatisticamente a maior deformação é obtida no sistema *Astratech*TM com torque $>50\text{Ncm}$ que, apenas, não difere significativamente do *GTMedical* com torque $>50\text{Ncm}$ ($p=0,229$).

O *GTMedical* com torque $>50\text{Ncm}$ ($p\leq 0,049$) não difere significativamente de *Astratech*TM com torque de 30Ncm e torque de 50Ncm ($p=0,133$ e $0,173$). Difere significativamente de *GTMedical* com torque de 30Ncm e de 50Ncm ($p<0,001$ para ambas as comparações) que são os sistemas/torques com menor deformação observada, diferindo significativamente do *Straumann Tissue level*[®] para todos os torques ($p\leq 0,049$).

VII - Discussão

Não existe na literatura, tanto quanto é do nosso conhecimento, um grande número de trabalhos com o mesmo objetivo do que o que nos propomos. De acordo com a pesquisa bibliográfica efetuada apenas encontramos um estudo que integrasse os mesmos fatores que foram por nós abordados, isto é, a relação do dano causado na superfície interna do colo do implante com o torque de inserção utilizado, tendo em consideração diferentes sistemas de implantes.

VII.1 - Osso artificial *SawBones*[®]

A placa de osso utilizada (blocos em espuma de poliuretano) neste estudo teve como objetivo simular as condições de osso humano.

Este material, que se encontra devidamente aprovado e homologado pela sociedade americana de testes e materiais (*American Society for Testing and Materials – ASTM*), é também reconhecido como um material *standard* para testar instrumentos e dispositivos ortopédicos (Bardyn *et al.*, 2009).

Segundo Lekholm *et al.*, os ossos de tipo I e III são mais favoráveis à obtenção de maiores taxas de sobrevivência (Lekholm *et al.*, 1985). Pelo contrário, o osso de tipo IV está diretamente relacionado com taxas de sobrevivência menores. Esta relação entre o tipo de osso e as taxas de sobrevivência fica a dever-se à estabilidade primária obtida para cada uma das situações (Martinez *et al.*, 2001).

Com base nesta relação, optamos por utilizar um osso sintético, do tipo I, na execução deste estudo na medida em que é aquele que melhor simula o osso mandibular e oferece mais resistência no momento da colocação do implante.

VII.2 - Torque de inserção

Na colocação dos implantes foram utilizados os torques descritos na bibliografia como sendo os mínimos e os máximos não suscetíveis de colocar em causa o êxito do implante.

O valor de 30Ncm é o valor mínimo e o valor de 50Ncm o valor máximo que proporcionam as condições necessárias para a ausência de micromovimentos capazes de conduzir à formação de tecido conjuntivo ao redor do implante. Desta forma, criam-se condições para aumentar a taxa de sobrevivência dos implantes (Irinakis *et al.*, 2009).

O terceiro grupo, nos quais se incluíam os implantes colocados com torque superior a 50Ncm, procurou representar os implantes que, muitas vezes, devido à estrutura óssea mandibular compacta, obrigam à utilização de torques maiores, frequentemente superiores a 50Ncm. Estes valores podem comprometer a osteointegração devido à transmissão de forças excessivas ao osso adjacente (Tabassum *et al.*, 2010; Irinakis *et al.*, 2009).

VII.3 - Implantes

Cada grupo de estudo era composto por 15 implantes de diferentes marcas comerciais, com diferentes conexões e diferentes sistemas de colocação. Desta forma, foi possível comparar o dano causado para cada um dos tipos de conexão.

VII.4 - Método de visualização do dano

A visualização dos implantes, para avaliação qualitativa/descritiva, foi feita com recurso a um microscópio ótico, com uma ampliação de 40x,. De acordo com o descrito na literatura, o método mais utilizado para a realização deste tipo de análise, é a microscopia de varrimento (Bambini *et al.*, 2005). Por razões de índole económica, foi impossível recorrer a esta metodologia. O método por nós utilizado permite, no entanto, determinar, de forma satisfatória, as possíveis diferenças obtidas em função dos sistemas e estabelecer uma relação com o torque de inserção.

A análise do dano apresenta, no entanto, uma componente subjetiva pois foi efetuada por um único operador.

VII.5 - Avaliação Qualitativa do Dano

A preservação da geometria da interface implante-pilar é fundamental pois irá permitir á prótese resistir às forças de compressão e de torção geradas durante a função mastigatória e alcançar uma melhor adaptação entre componentes (Misch 1993). Com base nas fotografias iniciais foi possível confirmar que todos os implantes se encontravam em perfeito estado, não sendo visível qualquer dano na sua estrutura.

A análise qualitativa, comparativa, foi realizada com recurso às fotografias feitas após a colocação dos implantes. Esta avaliação descritiva permitiu conhecer o dano criado em cada grupo de implantes. Segundo Bambini *et al.* que realizou em 2005 um estudo semelhante, em que testou para diferentes torques de inserção o dano causado em im-

plantes com duas configurações diferentes, os resultados são semelhantes (Bambini *et al.*, 2005). Segundo estes autores o dano causado num implante de conexão interna com configuração octogonal, para valores de torque de 27Ncm, apresenta-se sob a forma de pequenas irregularidades que conferem um aspeto rugoso à superfície. Resultados semelhantes foram verificados no nosso estudo (implantes *Straumann Tissue level*[®]) para o valor de 30Ncm de torque de inserção. Ainda sobre a configuração octogonal interna o autor descreve, para o valor de 42Ncm, a criação por esmagamento de um ângulo duplicado, substituindo os antigos vértices. Resultados semelhantes são verificados no nosso estudo, para os implantes *Straumann Tissue level*[®] colocados com um torque de 50Ncm.

Ainda de acordo com este estudo de Bambini *et al.*, os implantes com configuração interna hexagonal colocados com um torque de 36Ncm sofreram deformação interna acentuada, transformando o hexágono numa quase circunferência (Bambini *et al.*, 2005).

Resultados semelhantes foram encontrados nos implantes do sistema *GTMedical*, que analisamos, e que apresentam uma configuração hexagonal externa. Um estudo realizado por Mollersten, procurando perceber o momento de fracasso da estrutura interna de implantes pertencentes a sete sistemas diferentes, demonstrou que os implantes que apresentavam uma configuração de hexágono interno revelaram-se mais resistentes do que os formados por um hexágono externo (Mollersten *et al.*, 1997).

Neste estudo, verificamos que para torques superiores a 50Ncm a estrutura hexagonal externa (implantes *GTMedical*) se deforma por completo.

Por sua vez, McGlumphy, ao tentar quantificar, em kg, o valor necessário para o colapso de diferentes sistemas de implantes, verificou que aqueles constituídos por uma conexão interna conferiam maior resistência e maior estabilidade (McGlumphy *et al.*, 1992).

Na análise por nós realizada é possível verificar que o implante *GTMedical* se deforma plasticamente em toda a sua estrutura aquando da aplicação de altos torques. Também para os implantes de encaixe interno *Astratech*TM, utilizados no estudo, verificamos que

aquando da aplicação de torques superiores a 50Ncm estes sofreram dano severo, o que não está de acordo com o observado por McGlumphy.

Relativamente à força de torque exercida durante a colocação dos implantes, os que possuem um sistema de conexão interna, quer seja hexágono quer seja octógono, possuem uma resistência superior aos formados por um hexágono externo (Jemt *et al.*, 1991).

VII.6 - Avaliação quantitativa do dano

De acordo com a pesquisa bibliográfica realizada não foi possível obter dados referentes à forma de quantificar o dano existente no interior dos implantes.

Deste modo, optou-se por definir uma estratégia que fosse cientificamente aceita e, em simultâneo, transversal aos vários sistemas de implantes.

Tendo em conta as características dos implantes e do dano, para os implantes *AstratechTM*, *Straumann Tissue level[®]* e *GTMedical* foi calculado o raio desde o centro do implante até ao vértice.

Para os implantes *Straumann Bone Level[®]*, devido às suas características, a metodologia teve de ser outra. Para estes, optou-se pela medição do comprimento das arestas, antes e após a colocação dos implantes, sendo a diferença considerada uma consequência do dano.

A realização destas medições foi feita com recurso ao programa informático *Adobe Master Collection CS5 - Adobe Illustrator[®]*. As medidas, inicialmente obtidas em mm, foram convertidas em *microns* com recurso à escala existente na imagem.

VII.7 - Torque inserção Vs Dano

Verificou-se, com significado estatístico, que existe uma relação causa-efeito entre o aumento do torque e o dano registrado.

Para os implantes *AstratechTM* é possível verificar que o aumento do dano está diretamente relacionado com o aumento do torque de inserção. O dano existente no grupo em que o torque de inserção foi superior a 50Ncm é maior do que no grupo cujos implantes foram introduzidos com torque de 50Ncm que, por sua vez, também é maior do que o dano presente nos implantes introduzidos com um torque de 30Ncm. Não existem diferenças com significado estatístico no dano observado entre os implantes colocados com torque de 30 e 50Ncm. O dano causado nos implantes com torque >50 é estatisticamente diferente do dano causado nos outros grupos.

Para os implantes da marca *GTMedical* (figura 25) a tendência é a mesma que a verificada nos implantes *AstratechTM*; verificando-se, também nestes, um aumento do dano nos implantes colocado com torque >50Ncm, relativamente aos outros dois grupos de implantes.

No que respeita aos implantes *Straumann Tissue level[®]*, á semelhança das outras duas marcas, o dano observado nos implantes colocados com um torque de inserção superior a 50Ncm é maior do que o dano causado nos grupos em que o torque foi de 30 e 50Ncm. No entanto, o dano calculado para os implantes com torque de 30Ncm foi superior ao dano existente nos implantes de torque 50Ncm não havendo, para estes dois grupos, uma relação direta torque-dano. Este facto pode ficar a dever-se ao tamanho da amostra que, ao ser maior, poderia alterar estes resultados e a dimensão do dano para estes dois grupos (30 e 50Ncm). Não se observaram diferenças com significado estatístico entre estes três grupos.

Em relação aos implantes *Straumann Bone level[®]*, verificou-se dano apenas para os torques >50Ncm.

Conclusões

Este trabalho de investigação, com as suas limitações, permitiu-nos chegar às seguintes conclusões:

1 - Para os implantes *AstratechTM* colocados com torque superior a 50Ncm haverá uma completa destruição da estrutura de encaixe interna. Implantes colocados na janela entre os 30 e os 50Ncm não sofrem dano significativo e a sua estrutura mantém-se, ainda que danificada, sem alteração de forma.

2 - Para os implantes *GTMedical* é possível verificar que o dano é quase inexistente para implantes colocados numa janela de torque entre os 30 e os 50Ncm. Ao invés existe uma completa destruição da estrutura que suportará a prótese para torques superiores a 50Ncm.

3 - Nos implantes *Straumann Tissue level[®]* colocados com torque de 30Ncm não se verificam deformações que possam colocar em causa a fixação da estrutura da prótese; no entanto para implantes colocado com torque de 50Ncm verificam-se alterações de forma que resultam do esmagamento dos vértices do octógono. Para implantes colocados com torques superior a 50Ncm existe uma destruição do octógono, com perda de forma.

4 - Relativamente aos implantes *Straumann Bone level[®]* não se observou qualquer deformação da estrutura, aquando da colocação dos implantes com torques entre 30 e 50Ncm. O dano existe apenas para implantes colocados com torque >50Ncm.

Implicações clínicas:

Os resultados encontrados no nosso trabalho apresentam algumas implicações clínicas:

1 - Para os implantes *AstratechTM* torques superiores a 50Ncm não deverão ser utilizados sob o risco de destruir a estrutura interna do implante.

2 - Para os implantes *GTMedical* não deverão ser aplicados torques superiores aos indicados pelo fabricante (>50Ncm) pois também ocorre destruição da estrutura ao nível da cabeça do implante.

3 - Os implantes *Straumann Tissue level[®]* mostram uma destruição estrutural acentuada para torques de inserção a partir dos 50Ncm. Apenas nos implantes colocados com torques de inserção de 30Ncm não se observam deformações severas.

4 - Relativamente aos implantes *Straumann Bone level[®]* não se verificam quaisquer restrições, relativamente aos torques a utilizar, na medida em que apenas nos implantes colocados com torques de inserção superiores a 50Ncm se verificou dano que, no entanto, não parece comprometer a estrutura interna do mesmo.

Limitações do estudo

Este estudo apresentou algumas limitações:

- a utilização da microscopia ótica pode ter condicionado a avaliação do dano produzido. No entanto, os custos associados á utilização de microscopia de varrimento tornariam o trabalho inviável.

- o programa informático utilizado na quantificação do dano não é um programa especificamente desenhado para o estudo. No entanto não existe na literatura nenhum estudo que avalie a quantificação do dano, nem indique um programa indicado especificamente para tal.

- o tamanho da amostra reduzido embora não se tenha encontrado na literatura nenhum outro estudo com um número superior de implantes.

Referências bibliográficas

Abrahamsson, I., Berglundh, T., Linder, E., Lang, N.P. e Lindhe, J. (2004). Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog, *Clinical Oral Implants Research.*, 15(4), pp. 381-92.

Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. e Branemark, P.I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *International Journal of Oral Surgery*, 1, pp. 387–416.

Akca, K., Chang, T., Tekdemir, I. e Fanuscu, M. (2006). Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis, *Clinical Oral Implants Research*, 4, pp. 465-472.

Albrektsson, T., Sennerby, L. e Wennerberg, A. (2000). State of the art of oral implants, *Periodontology*, 47, pp. 15-26.

Albrektsson, T., Zarb, G.A., Worthington, P. e Eriksson, A.R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success, *International Journal. oral Maxillofacial. Implants*, 1 (1), pp. 11-25.

Aparicio, C. (1994). A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report, *International Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, 14, pp. 405–419.

Bardyn, T., Gédet, P., Hallermann, W. e Büchler, P. (2009). Quantifying the Influence of Bone Density and Thickness on Resonance Frequency Analysis: An In Vitro Study of Biomechanical Test Materials, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24, pp. 1006-1014.

Beaty, K., (1994). The role of screws in implant systems, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 9, pp: 52-4.

Beer, A., Gahleitner, A., Holm, A., Tschabitscher, M. e Homolka, P. (2003). Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible, *Clinical Oral Implants Research*, 14 (5), pp. 616-20.

Bergkvist, G., Koh, K.J., Sahlholm, S., Klintstrom, E. e Lindh, C. (2010). Bone density at implant sites and its relationship to assessment of bone quality and treatment outcome, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 25, pp. 321–328.

Bickford, JH. (1995). An introduction to the design and behavior of bolted joints, *New York: Marcel Dekker*, pp. 515–64.

Binon, PP. (1995). Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs, *International Journal of Prosthodontics*, 8, pp. 162-78.

Binon PP. (2000). Implants and components: entering the new millennium, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(1), pp. 76-94.

Brånemark, P-I., Hansson, BO., Adell, R.. (1977). Osseointegrated implants on the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period, *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 16, pp, 1-132.

Brånemark, P-I. (1985). Introduction to Osseointegration, Chicago, IL: *Quintessence Publishing Co.*; pp. 11-76.

Branemark, P-I. (1983). Osseointegration and its experimental background, *Journal Prosthetic Dentistry*, 50, pp. 399–410.

Brånemark, P-I., Zarb GA, Albrektsson T., (1985). *Tissue Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry*, Quintessence Publishing, Carol Stream, IL: pp. 496-497.

Burguete, RL., Johns, RB., King, T., Patterson, EA. (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants, *Journal Prosthetic Dentistry*, 71, pp. 592-99.

Carl, E., Misch. (2005). Short Dental Implants: A Literature Review and Rationale for Use, *Dentistry Today*, 24 (8), pp. 64-6, 68.

Davies J. (1998). Mechanisms of endosseous integration, *International Journal of Prosthodontics*, 17, pp. 22-35.

Ekfeldt, A., Christiansson, U. e Ericksson, T. (2001). A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae, *Clinical Oral Implants Research*, 12, pp. 462-467.

Gross, M., Abramovich, I. e Weiss, EI. (1999). Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14, pp. 94-100.

Heldén, LB e Dérand, T. (1998). Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13, pp. 190-196.

Hussaini, S., Weiner, S. e Ahmad. (2010). M. Implant survival rates in a condensed surgical and prosthetic training program for general practitioners in dental implants, *Implant Dentistry*, 1, pp. 73-80.

Irinakis, T., e Wiebe, C. (2009). Initial torque stability of a new bone condensing dental

implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants, *Journal of Oral Implantology*, 6, pp. 277-282.

Jansen, VK, Conrads, G. e Richter, EJ. (1997). Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12, pp. 527-40.

Jemt, T. (1991). Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup, *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 6, pp. 270–276.

Jemt, T. e Lekholm, U. (1993). Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: A 5 year follow-up study, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8, pp. 635–64.

Jemt, T e Pettersson P. (1993). A 3-year follow-up study on single implant treatment, *Journal Prosthetic Dentistry*, 21, pp. 203-208.

Jörn  us, L., Jemt, T., Carlsson, L. (1992). Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants, *the International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7, pp. 353-9.

Júnior, FF., Passanezi, E., Greggi, SLA. e Passanezi, A. (2004). A. Análise Comparativa do índice de Sucesso dos Implantes Osteointegrados com e sem a Utiliza  o de PRP, no Protocolo de Fixa  o. Seminário: *Ciências Biológicas e da Saúde*, Londrina, 25, pp. 9-228.

Kallus, T. e Bessing, C. (1994). Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years, *The International Journal*

of Oral & Maxillofacial Implants, 9, pp. 169-178.

Lazzara, R., Siddiqui, A.A., Binon, P., Feldman, S.A. (1996). Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five year period, *Clinical Oral Implants Research*, 7, pp. 73–83.

Lekholm, U. e Zarb, G.A. (1985). Patient selection. In: Branemark, P-I., Zarb, G.A, Albrektsson T.eds. Tissue Integrated Prostheses. Osseointegration. *Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, pp. 199-209.

Linkow, L.I. e Chercheve, R. (1970). *Theories and techniques of oral implantology*. St Louis, Mosby, 1.

Loos, L. (1987) A fixed prosthodontic technique for mandibular osseointegrated titanium implants, *Journal Prosthetic Dentistry*, 57, pp. 198-204.

Mangano, C., Mangano, F., Piattelli, A., Iezzi G., Mangano, A. e La Colla, L. (2009). Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading, *Clinical Oral Implants Research*, 3, pp. 254-261.

Martin, C., Woody, R., Miller, B. e Miller, A. (2001). Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces, *Journal Prosthetic Dentistry*, 86, pp. 24-32.

Martinez, H., Davarpanah, M. e Missika, P.(2001). Optimal implant stabilization in low density bone. *Clinical Oral Implants Research*, 12, pp. 423-432.

McGivney, G.P., Haughton, V., Strandt, J.A., Eichholz, J.E. e Lubar, D.M. (1968). A comparison of computer-assisted tomography and data gathering modalities in prosthodontics, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1, pp. 55-68.

Meng, JC., Everts, JE., Qian, F., Gratton, DG. (2007). Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface, *International Journal Prosthodontic*, 20, pp. 623-5.

Merz, BR., Hunenbart, S. e Belser, UC. (2000). Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15, pp. 519-26.

Misch, CE. (2005). Occlusal considerations for implant-supported prostheses, *Dental Implant Prosthetics*, St Louis, MO: Mosby, pp. 472-510.

Misch, CE. (1993). Principles for screw retained prostheses in contemporary implant dentistry, *Dental Implant Prosthetics*, St Louis, MO: Mosby. pp. 669-685.

Misch, CE. (1988). Bone character - Second vital implant criterion. *Dentistry Today*, pp. 39-40.

Molly, L. (2006). Bone density and primary stability in implant therapy. *Clinical Oral Implants Research*, 17, pp. 124-35.

Moore, K e Daley, A.(2006). Introduction to clinically oriented anatomy in: Moore K, Daley A.editors. *Clinically oriented anatomy Philadelphia*: Lippincott Williams & Wikins, pp. 19-26.

Natali, AN., Carniel, EL., Pavan, PG. (2009). Dental implants press fit phenomena: biomechanical analysis considering bone inelastic response, *Dentistry Mater*, 5, pp. 573-581.

Natali, AN., Carniel, EL., Pavan, PG. (2009). Investigation of viscoelastoplastic response of bone tissue in oral implants press fit process, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2, pp. 868-875.

Palmer, R., Smith, B., Howe, L., Palmer, P. (2002). Overview of implant dentistry. In: Palmer R, Smith B, Howe L., Palmer P. *Implants in Clinical Dentistry*. Abingdon, Oxon: Informa Healthcare; pp. 7-10

Perriard, J., Wiskott, WA., Mellal, A., (2002). Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - A comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clinical Oral Implants Research*; 13(5), pp. 542-549

Ricomini Filho, AP., Fernandes, FSF., Straioto, FG. (2010). Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems, *Brazilian Dentistry Journal*, 21, pp. 123-129.

Riedy, SJ., Lang, BR., Lang, BE. (1997). Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78, pp. 596-604

Roberts W., Garetto L. (2010). Fisiologia e metabolismo ósseos. In: *Misch C. Implantes Dentários Contemporâneos*. São Paulo: Livraria Santos Editora Com. Imp. Lda; pp. 225-236

Rodrigo, D., Aracil, L., Martin, C., Sanz M. (2010). Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clinical Oral Implants Research*, 21, pp. 255-261.

Romero, GG., Engelmeier, R., Powers, JM.,. (2000). Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication, *Journal Prosthetic Dentistry*, 84, pp. 602-607.

Sahin, S., Cehreli, MC. (2001). The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. *Implant Dentistry*, 10, pp. 85-92.

Sakaguchi, RL., Sun, T., Haack, JE. (1994). External strain distribution on implant pros-

thetic components. *Journal Dentistry Resarch*, 73, pp. 232.

Santos, P., Alcoforado, G. (2008). Conceitos biológicos dos implantes endo-osseos. In: Alcoforado, G., Redinha, L. *Reabilitação com implantes endo-osseos*. Lisboa: Lidel – Edicoes Tecnicas, Lda; pp. 7-21.

Stellingsma, C., Meijer, HJ. e Raghoobar, GM. (2000). Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: a five-year retrospective study. *Journal Oral Maxillofac Surgery*., 58 (4), pp. 382-388.

Sutter, F., Weber, HP., Sorenson, J. e Belser, U. (1993) The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *International Journal Periodontology Restorative Dentistry*, 13, pp. 409-431.

Tabassum, A., Meijer, GJ., Wolke, JG. e Jansen J. (2010). A Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*; 2, pp. 213-220.

Teixeira, W., Ribeiro, RF., Sato, S. e Pedrazzi, V. (2011). Microleakage into and from two-stage implants: an in vitro comparative study. *the International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*; 26, pp. 56-62.

Theoharidou, A., Petridis, HP., Tzannas, K. e Garefis, P. (2008). Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23, pp. 681-90.

Thomé, G., Bernardes, S. e Sartori, I. (2009). Uso de Implantes Curtos: Decisão Baseada em Evidências Científicas. *Notícia & Ciência*. Artigo I.

Turkyilmaz, I., Sennerby, L., McGlumphy, EA. e Tozum, TF. (2009). Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry*, 2, pp. 113-119.

Van Staden, RC., Guan, H., Johnson, NW., Loo YC, Meredith N. (2008). Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clinical Oral Implants Research*, 3, pp. 303-313.

Vroom, M., Sipos, P., Lange, G., Grundemann, L., Timmerman, M., Loos, B. (2009). Effect of surface topography of screw-shaped titanium implants in humans on clinical and radiographic parameters: a 12-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 20 (11), pp. 1231-1239.

Warreth, A., Polyzois, I., Lee, CT. e Claffey, N. (2009). Generation of microdamage around endosseous implants. *Clinical Oral Implants Research*, 12, pp. 1300-1306.

Wee, AG., Aquilino, SA. e Schneider, RL. (1999). Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *International Journal Prosthodontics*, 12, pp. 167-178.

Wennerberg, A. e Albrektsson, T. (2006). Implant surfaces beyond micron roughness. Experimental and clinical knowledge of surface topography and surface chemistry. *Applied Osseointegration Research*, 5, pp. 40-44.

Yanase, RT., Binon, PP., Jemt, T. e Gulbransen, HJ., (1994). Current issue forum. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis?. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 9, pp. 471-474.

Zarb, G. e Albrektsson, T. (1991) Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament? Guest editorial. *International Journal Periodontics Restorative Dentistry*, 11, pp. 88-91.